



PROGRESSI TECNOLOGICI E SVILUPPI FUTURI IN ECOGRAFIA

SISTEMI ECOGRAFICI A TECNOLOGIA DIGITALE

IMAGING ARMONICO

Genesi del segnale armonico: distorsione e propagazione non lineare
Isolamento della frequenza armonica
Vantaggi dell'imaging armonico
Svantaggi dell'imaging armonico
Applicazioni dell'imaging armonico

NUOVI ALGORITMI DI SCANSIONE ED ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE

Apertura sintetica
Beamformers multipli
Imaging coerente
Imaging digitale
Imaging panoramico
Imaging spaziale composito (*compound imaging*)
Frequency compounding
Extreme resolution

ECOGRAFIA PARAMETRICA E CARATTERIZZAZIONE TESSUTALE

ELASTOGRAFIA

IMAGING TRIDIMENSIONALE STATICO 3D

ACQUISIZIONE DEI DATI
RICOSTRUZIONE DELL'IMMAGINE 3D
Ricostruzione per estrazione di isosuperfici
Classificazione binaria dei voxel
Volume Rendering
RAPPRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE 3D
Calcolo del volume
Tomographic Ultrasound Imaging
Multi-planar slicing
Surface e volume rendering

IMAGING TRIDIMENSIONALE DINAMICO o 4D

IMAGING AD ALTA FREQUENZA E NUOVI TRASDUTTORI

OSTEODENSITOMETRIA AD ULTRASUONI

TERAPIA CON ULTRASUONI

APPLICAZIONI TERAPEUTICHE DELLE MICROBOLLE

Negli ultimi anni, l'evoluzione delle tecniche ecografiche è diventata tumultuosa. L'imaging digitale e le crescenti potenzialità di calcolo informatico hanno favorito un incessante e rapido progresso qualitativo delle metodologie eco Doppler. La caratterizzazione tessutale, lo sviluppo dei mezzi di contrasto, l'imaging composito, l'imaging tridimensionale statico (3D) e dinamico in real time (4D), l'imaging ad alta risoluzione, l'uso terapeutico degli US ad alta potenza sono tra gli aspetti più attuali e stimolanti della ricerca ecografica. L'avvenire sarà la miniaturizzazione, la combinazione fra tecniche ecografiche e chirurgia robotica, la terapia selettiva con cavisomi.

L'ecografia B-Mode è gravata da un limite sostanziale ed ineliminabile in senso assoluto: un rapporto segnale/rumore sfavorevole. Il rumore altera la tessitura ecografica degli organi parenchimatosi e rappresenta l'anatomia con una fine e diffusa granulosità artefattuale che prende il nome di *speckle*. Lo *speckle* rappresenta il debole segnale generato per dispersione dai riflettori di dimensioni $<200 \mu$ presenti nei tessuti stazionari e che rag-

giunge la soglia di rappresentabilità per complessi fenomeni di interferenza. Molti dei nuovi algoritmi di scansione e di acquisizione del segnale proposti di recente dalle aziende costruttrici sono rivolti a contenere questo artefatto ed a migliorare la risoluzione spaziale e di contrasto dell'immagine.

In questo capitolo saranno trattati gli aspetti salienti delle nuove tecnologie e della ricerca tecnologica. Lo scopo non sarà quello di essere esaustivo e completo, ma di fornire un quadro generale della ricerca e degli sviluppi tecnologici che stanno invadendo il mercato o saranno disponibili negli anni a venire. In particolare, saranno trattati estesamente i principi base dell'imaging armonico e saranno descritte alcune delle nuove tecniche di acquisizione dell'immagine come lo *Spatial Compound Imaging*, l'*Extended Field of View* e le tecniche di quantificazione parametrica del segnale RF. L'ecocontrastografia (*Contrast Enhanced UltraSonography - CEUS*) verrà estesamente trattata in un successivo capitolo.

Sistemi ecografici a tecnologia digitale

L'imaging digitale è evoluto di pari passo con le potenzialità di calcolo informatico ed entrambi hanno favorito un rapido miglioramento degli standard qualitativi di acquisizione, elaborazione e *processing* del segnale eco. La rivoluzione digitale ha riguardato in modo specifico tutte le parti del sistema: dalla tecnica costruttiva delle sonde ai materiali piezoelettrici compositi, dal *beamformer* ai sistemi di elaborazione del segnale, segnando il passaggio dalla tecnologia analogica o di analisi qualitativa, alla tecnologia digitale o di analisi quantitativa del segnale⁽¹⁾.

Cosa significano in realtà analogico e digitale nel linguaggio della comunicazione? Nell'ambito della comunicazione i due termini indicano un **metodo di trasmissione delle informazioni** basato su due differenti processi di costruzione del messaggio: la *comunicazione analogica* si basa sulla somiglianza (analogia) tra la grandezza comunicata e il dato da comunicare, mentre la comunicazione digitale trasmette l'informazione dopo averla codificata in una stringa di cifre del sistema numerico binario. La comunicazione analogica è utilizzata da tutti gli strumenti che misurano una grandezza il cui valore varia con continuità nel tempo. Ad esempio, è analogica la comunicazione del tachimetro di un'autovettura, di un termometro a mercurio o di un orologio a lancette. Tutti questi strumenti misurano una grandezza fisica che varia con continuità, rispettivamente la velocità, la temperatura ed il tempo. È naturalmente analogico anche il segnale di RF nativo (grezzo, non filtrato) che deriva dalla conversione del segnale eco in impulsi elettrici.

I dispositivi basati sul sistema di *comunicazione digitale* rappresentano una grandezza fisica che varia con continuità nel tempo per stati o valori discreti, cioè per mezzo di numeri del sistema binario. In altri termini, i sistemi digitali campionano queste grandezze ad intervalli di tempo ben definiti, molto ravvicinati e rappresentano questi valori discreti con numeri binari codificati da un convertitore analogico-digitale. Ad esempio, sono dispositivi digitali il contachilometri di un'autovettura, l'orologio con display a cristalli liquidi, cioè strumenti che convertono in cifre una distanza o lo scorrere del tempo. Questi dispositivi aggiornano l'informazione in tempi discreti compiendo, in ogni caso, un'approssimazione rispetto alla reale variazione della grandezza in questione.

Nelle apparecchiature ecografiche, la digitalizzazione è stata un *continuum* a partire dagli anni settanta del secolo scorso ed ha seguito lo sviluppo tumultuoso della tecnologia digitale. Lo *scan converter*, usato per digitalizzare e memorizzare le informazioni derivanti

dal segnale eco, rappresenta uno dei primi dispositivi digitali inseriti nella costruzione di un ecografo. È solo verso la fine degli anni novanta che sono entrati in commercio i primi sistemi detti "*full digital*". Il termine, in realtà, è improprio in quanto non significa letteralmente che l'intera apparecchiatura si basa su un sistema di comunicazione digitale, ma significa che il segnale in uscita (trasmissione) ed in entrata (ricezione) viene digitalizzato prima di qualsiasi elaborazione. La conversione analogico-digitale del segnale non va confusa concettualmente con il *beamformer* digitale, sebbene nelle apparecchiature digitali il *beamformer* sostituisce gran parte delle funzioni del ricevitore dei sistemi analogici^(2,3). In *trasmissione*, il *beamformer* controlla l'impulsatore (o trasmettitore), cioè i voltaggi che eccitano gli elementi attivi ed i ritardi di fase con cui vengono sollecitati. In questo modo, viene a regolare la frequenza e la potenza di trasmissione, la PRF, la focalizzazione e lo *steering* elettronico del fascio US. In taluni sistemi un codificatore digitale (*digital encoder*) consente di inviare lungo ciascuna linea del campo sonoro un treno di impulsi digitalizzati che vengono poi decodificati in modo sequenziale in fase di lettura (vedi paragrafo su *Digitally encoded ultrasound*). In *ricezione*, il *beamformer* regola il commutatore (*switch*) che converte il sistema dalla trasmissione alla ricezione, controlla l'amplificatore, i circuiti che analizzano i ritardi di fase del segnale eco (focalizzazione del segnale di ritorno) ed i circuiti di sommazione del segnale^(4,6). È solo a questo punto che il segnale passa ai circuiti di processazione dello *scan converter*.

La tecnologia *full digital* ha migliorato la qualità dell'immagine per varie ragioni: 1) ha affinato la collimazione del fascio US in trasmissione; 2) offre la possibilità di una trasmissione e ricezione multipla; 3) permette una processazione parallela e multipla del segnale di ritorno (analisi contemporanea in B-Mode, color-Doppler e spettrale, *Triplex*); 4) consente di operare in *post-processing*; 5) permette di aggiornare continuamente i *software* delle apparecchiature⁽⁶⁾. La tecnologia digitale ha messo in secondo piano, inoltre, il concetto di "numero" e di "corrispondenza" dei canali di trasmissione e ricezione. Nelle apparecchiature digitali tutta la catena di trasmissione e di ricezione è controllata dal computer ed ogni singolo elemento attivo della sonda è collegato ad una singola via di trasmissione e ricezione che controlla la focalizzazione dinamica, l'apodizzazione e lo *steering*. Le varie componenti della via di trasmissione e della via di ricezione costituiscono un singolo canale di trasmissione. Il numero dei canali varia da 64 a 128, 256, 512, 1024 etc. anche se, normalmente, non eccede il numero degli elementi at-

tivi del trasduttore. Poiché nei sistemi digitali ciascun elemento attivo può avere più funzioni, il numero dei canali non è fisso e non corrisponde al numero reale di cristalli, ma dipende dalle caratteristiche del trasduttore e dalle applicazioni cliniche prescelte^[6, 7].

Imaging armonico

L'imaging in seconda armonica (*Harmonic Imaging, HI*) è una modalità di imaging B-Mode introdotta in commercio da ATL-Philips e ormai disponibile in tutte le apparecchiature di fascia medio-alta. L'imaging armonico è la novità più interessante della ricerca tecnologica ecografica degli ultimi anni, sovrapponibile per importanza allo sviluppo delle applicazioni Doppler. Il suo sviluppo, stimolato dalla disponibilità dei MdC, è partito dalla comprensione del comportamento fisico delle microbolle investite da un fascio US^[8, 9]. I MdC di prima generazione, in commercio dalla metà degli anni '90, erano microbolle d'aria stabilizzate da un esile film lipidico, in grado di superare il filtro capillare periferico e polmonare senza diffondere nell'interstizio per le dimensioni critiche (2-3 μ). Questi MdC erano stati messi

in commercio per sfruttare esclusivamente il *comportamento lineare* delle microbolle, ossia il forte *enhancement* della frequenza fondamentale che originava per dispersione dal sangue circolante a causa della marcata differenza di impedenza acustica fra le microbolle ed il sangue.

La successiva comprensione del fenomeno di risonanza e del *comportamento non lineare* delle microbolle investite da un fascio di US a basso indice meccanico ha consentito lo sviluppo dei MdC di seconda generazione e lo sviluppo della tecnologia digitale e delle sonde ad ampia banda. Quando le microbolle vengono investite da una potenza acustica di basso livello (fra 0.1-0.3 kPa) entrano in risonanza, cioè si espandono e si contraggono in modo simmetrico senza implodere. A mano a mano che aumenta la potenza acustica del fascio incidente la fase di compressione (emiciclo positivo) diventa più rapida della fase di decompressione (emiciclo negativo) ed il fenomeno oscillatorio diventa asimmetrico e subisce una *distorsione*. Nella fase di decompressione si libera segnale con frequenza fondamentale e segnale armonico (frequenze multiple della frequenza centrale). Il segnale in seconda armonica ha una frequenza doppia rispetto alla frequenza centrale, ma è molto più debole per cui per essere rappresentato

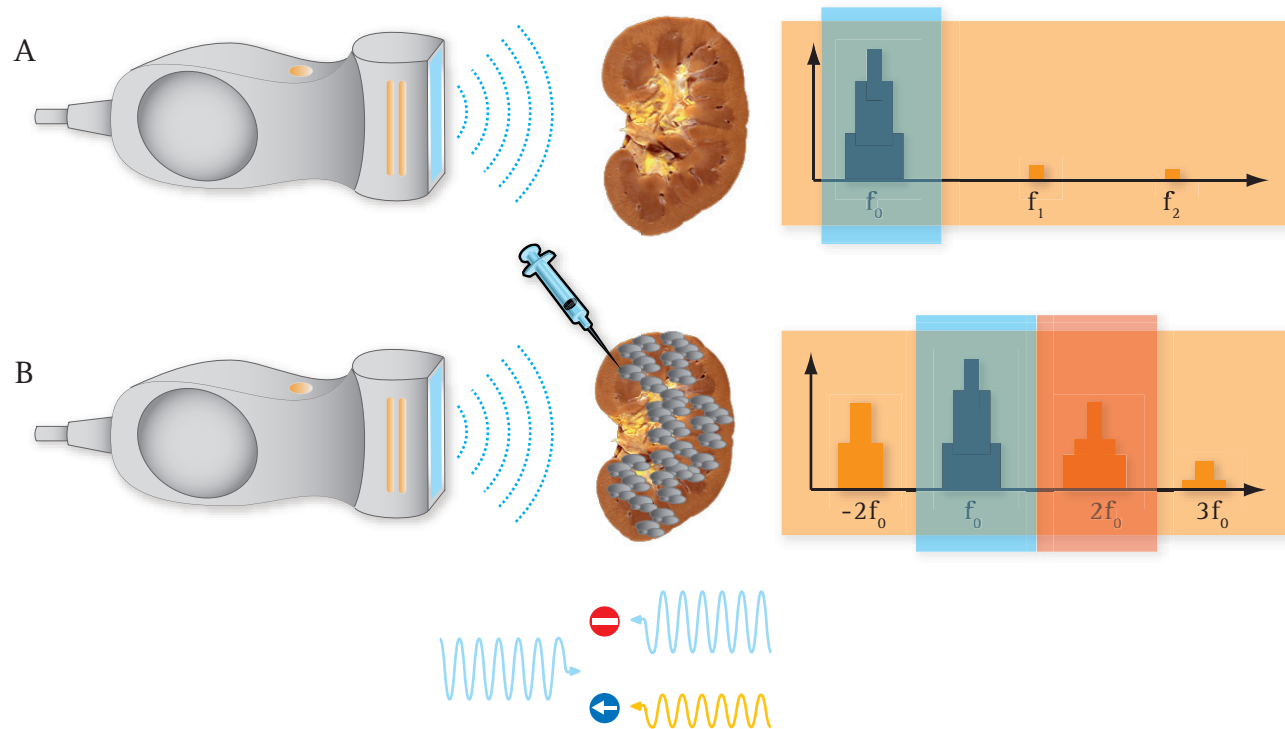


Fig. 1. B-MODE CONVENZIONALE ED ECOGRAFIA IN SECONDA ARMONICA. In ecografia B-Mode, il segnale eco ha la stessa frequenza (f_0), dell'impulso US lanciato nei tessuti (A). Nell'imaging armonico, la distorsione degli US durante la propagazione, scompone il segnale nativo in una serie di frequenze di varia intensità (B). La frequenza fondamentale (f_0), rappresenta la gran parte del segnale. Il segnale in seconda armonica $2(f_0)$, è più debole e per essere rappresentato deve essere filtrato ed amplificato. Il segnale in seconda armonica può essere usato sia per rappresentare il rinforzo endovascolare dei MdC (Imaging armonico contrastografico), sia per rappresentare i tessuti stazionari (Imaging armonico tessutale).

deve essere filtrato ed amplificato. (Fig. 1)^(8,9). L'implementazione dell'*imaging* in seconda armonica è stata possibile grazie allo sviluppo della tecnologia digitale e di sonde a banda larga che hanno permesso di gestire non solo l'*imaging armonico contrastografico*, ma anche l'*imaging* in seconda armonica in scala di grigi (*imaging armonico tessutale*)⁽¹⁰⁾.

Genesi del segnale armonico: distorsione e propagazione non lineare. Quando la potenza acustica del fascio incidente è bassa ($MI < 1$), la velocità degli US nei tessuti è relativamente costante lungo l'asse di trasmissione. Le onde si propagano con una successione regolare di creste e di valli e l'energia spettrale è assegnata per intero alla frequenza centrale: questo tipo di propagazione degli US è conosciuto come **propagazione lineare**. Se la potenza acustica degli US aumenta e il MI è > 1 la velocità di propagazione non è più costante, ma tende a variare. Durante la fase di compressione (emiciclo positivo dell'onda) la velocità di spostamento delle particelle del mezzo è maggiore rispetto alla fase di rarefazione (emiciclo negativo). Di conseguenza, l'onda di propagazione perde la sua forma sinusoidale e subisce una distorsione che, sempre più evidente mano a mano gli US si propagano nel mezzo, tende a ridursi in profondità quando la potenza degli US si riduce e la propagazione ritorna lineare (Fig. 2). Questo tipo di propagazione degli US è conosciuto come **propagazione non lineare**. Il cambiamento della forma dell'onda sinusoidale coincide con un cambio dello spettro di frequenze dell'onda sonora: in altri termini, l'energia acustica viene assegnata in parte alla frequenza fondamentale f_0 , (*prima armonica*) ed in parte distribuita alle fre-

quenze multiple e sottomultiple della fondamentale ($\pm 2f_0, \pm 3f_0$ etc...). Così se in trasmissione la frequenza fondamentale era di 2 MHz, il fenomeno di distorsione genera anche frequenze armoniche di 4 MHz e 6 MHz. La genesi di segnale armonico si intensifica a mano a mano che gli US si propagano nei tessuti anche se l'attenuazione determina una riduzione progressiva della potenza acustica per cui l'onda tende gradualmente a ritornare verso una forma di propagazione lineare.

Per quanto detto, se la potenza acustica in trasmissione è elevata ($MI > 1$) il segnale riflesso risulta composto da due principali frequenze:

- la frequenza fondamentale (uguale a quella di trasmissione f_0);
- le frequenze armoniche o subarmoniche, multiple o sottomultiple della frequenza fondamentale f_0 ($\pm 2f_0, \pm 3f_0, \pm 4f_0$ etc..).

Naturalmente, il segnale armonico che origina per le variazioni di velocità che gli US subiscono attraversando i tessuti deve essere distinto dal segnale in seconda armonica che origina dai vasi dopo infusione di MdC per la risonanza delle microbolle. Anche se in entrambi i casi il fenomeno fisico che genera il segnale armonico è la *distorsione del fenomeno ondulatorio*^(10, 11). In sintesi, al pari di tutti i fenomeni ondulatori a propagazione longitudinale, a mano a mano che si propaga nei tessuti il fascio di US subisce una distorsione strettamente legata alla *potenza acustica ed alla densità dei tessuti attraversati*. La spiegazione fisica del fenomeno è semplice: i picchi di pressione positiva dei fenomeni ondulatori meccanici si propagano più velocemente rispetto ai picchi di pressione negativa (Fig. 2)⁽¹²⁾. Se l'ampiezza dell'onda o

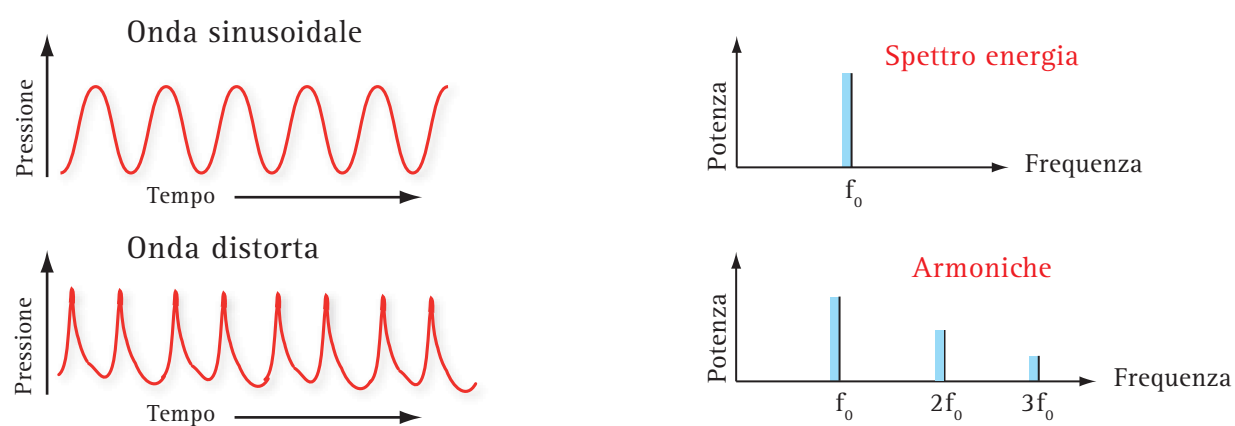
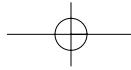


Fig. 2. ONDA SONORA, ENERGIA SPETTRALE E DISTORSIONE. Un'onda sinusoidale continua è costituita da una singola frequenza o banda spettrale, f_0 , cui conferisce tutta la sua energia acustica. Un'onda distorta genera uno spettro di frequenze e distribuisce la sua energia acustica fra la frequenza centrale f_0 , e le frequenze armoniche ($2f_0, 3f_0, 4f_0$ etc...). L'energia delle frequenze armoniche è molto più bassa di quella della frequenza centrale. La distorsione si realizza quando, attraversando i tessuti, l'emiciclo positivo dell'onda (picco di pressione positiva) si propaga più rapidamente dell'emiciclo negativo (picco di pressione negativa).



intensità acustica è sufficientemente alta e l'attenuazione è bassa, questa transizione fasica di compressione/rarefazione può diventare istantanea e genera quel fenomeno fisico conosciuto come "onda d'urto" o "shock-wave". Un esempio abusato di questo fenomeno è rappresentato dall'onda d'urto generata da un jet supersonico quando supera la barriera del suono. Solo impulsi US di una certa potenza acustica generano pertanto un segnale armonico rilevante ed il fenomeno si verifica solo in un range limitato di profondità. Se consideriamo, ad esempio, un fascio US focalizzato elettronicamente, la distorsione sarà scarsa o nulla in prossimità del tessuto sottocutaneo (campo vicino), mentre diventerà massima nella zona focale. In profondità, dopo la zona focale (zona di Fraunhofer) l'emissione di energia armonica e l'attenuazione spontanea riducono l'ampiezza dell'onda US e la propagazione ridiventa lineare (Fig. 3). Poiché, inoltre, le armoniche superiori ($+2f_0$, $+3f_0$, $+4f_0$ etc...) hanno una frequenza più alta della fondamentale, esse saranno attenuate nel tragitto di ritorno verso il trasduttore in funzione della distanza. In altri termini, il segnale armonico diventerà progressivamente meno leggibile in base alla profondità delle strutture da cui origina⁽¹¹⁻¹³⁾.

Riassumendo, la distorsione degli US genera segnale armonico. La seconda armonica $+2f_0$, ha una frequenza doppia rispetto alla fondamentale. Questo segnale è quasi nullo a livello della parte prossimale del campo sonoro (tessuti e strutture superficiali), mentre aumenta d'intensità nella zona focale lungo l'asse di

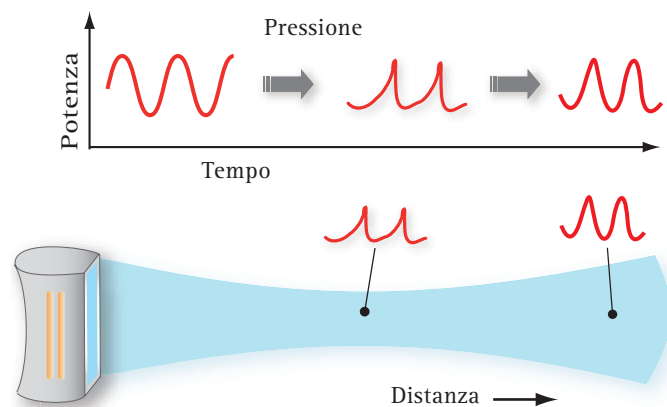


Fig. 3. Distorsione. Solo impulsi di una certa potenza acustica ($MI > 1$) subiscono il fenomeno della distorsione e questo si verifica solo in un range limitato di profondità. La distorsione è nulla in prossimità della sonda, mentre diventa massima nella zona focale. In profondità, nella zona di Fraunhofer, l'attenuazione e la divergenza attenuano il fenomeno. Poiché $2f_0$ ha una frequenza più elevata della frequenza centrale, la sua attenuazione nel tragitto di ritorno sarà maggiore rispetto alla frequenza centrale. Questo è il motivo per cui $2f_0$ diventa progressivamente meno leggibile (e rappresentabile) a mano a mano che deriva dalle strutture più profonde del campo sonoro.

trasmissione e si riduce in profondità per l'attenuazione e la divergenza del fascio US. L'intensità acustica del segnale in seconda armonica è più lieve (circa 10-20 dB) rispetto al segnale fondamentale ed è massima lungo l'asse di propagazione e nella zona focale del fascio US, mentre è molto più debole nei lobi laterali. La mancanza di energia armonica nei lobi laterali e nella parte prossimale del campo sonoro giustifica la scomparsa degli artefatti da riverberazione, da lobi laterali (*side lobes*) e da fasci parassiti (*grating lobes*) comunemente presenti nell'immagine B-Mode convenzionale.

Isolamento della frequenza armonica. Per isolare e rappresentare il segnale in seconda armonica sono necessari due requisiti tecnici fondamentali: la disponibilità di sonde a banda larga e l'uso di algoritmi capaci di isolare e processare la frequenza in seconda armonica. Nei trasduttori a banda larga disponibili in questo momento esiste la possibilità di regolare la frequenza centrale di trasmissione, ad esempio 1.5, 2.5, 3, 3.5 MHz, al fine di ottenere una ricezione in armonica a 3, 5, 6, 7 MHz (Fig. 4). La sensibilità del trasduttore e la qualità dell'immagine in seconda armonica sono strettamente legate alla capacità di raccogliere il segnale e separarlo senza sovrapposizione dalla frequenza fondamentale (Fig. 5). Per questo bisogna che l'ampiezza di banda della sonda sia tale da impedire sia la compressione delle frequenze sia la sovrapposizione della frequenza fondamentale con la seconda armonica (Figg. 6, 7). In ogni caso, poiché l'intensità del segnale armonico è più debole di 10-20 dB rispetto al segnale fondamentale, per isolare la frequenza armonica bisogna che il sistema abbia un rapporto segnale/rumore molto basso e disponga di un ricevitore con range dinamico molto ampio per salvare i segnali più deboli. In teoria, se avessimo a di-

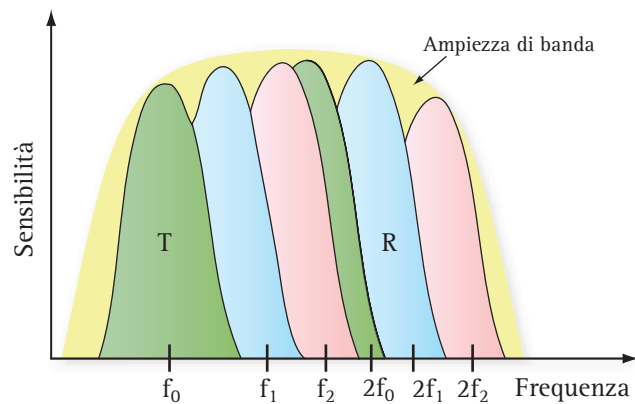
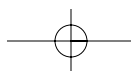


Fig. 4. SONDE MULTIFREQUENZA AD AMPIA BANDA. Nei trasduttori a banda larga attualmente è possibile regolare la frequenza centrale di trasmissione a 1.5, 2.5, 3, 3.5 MHz e ottenere una ricezione in armonica a 3, 5, 6, 7 MHz. T = frequenze di trasmissione; R = frequenze di ricezione.



sposizione apparecchiature con gamma dinamica ancor più raffinata e sensibile e trasduttori a banda larga capaci di raccogliere anche la terza o le armoniche superiori, anche queste potrebbero essere usate per generare un'immagine B-Mode. In realtà, con la tecnologia attuale, il segnale addizionale di terza e quarta armonica non aggiunge né energia né ulteriori informazioni al segnale di ritorno e per questo non viene sfruttato.

In genere, lo spettro delle frequenze riflesse è una versione attenuata dell'ampiezza di banda dell'impulso incidente: per questo, solo impulsi ricchi di frequenze armoniche e di intensità acustica elevata possono generare segnali eco ricchi di componente armonica. In ogni caso, i segnali di ritorno sono molto più deboli rispetto al segnale trasmesso, quindi il contenuto armonico di un eco di ritorno si riduce a mano a mano che questi ritorna verso il trasduttore. Così, gli echi generati da un impulso di bassa intensità non hanno una componente armonica apprezzabile e non possono essere rappresentati in *Harmonic Imaging Mode*⁽¹¹⁻¹²⁾. Questa è la chiave per comprendere in qual modo l'imaging armonico riduce gli artefatti da riverberazione e da fasci parassiti. Nell'imaging convenzionale B-Mode, nei pazienti difficili spesso si registrano immagini scarse e ricche di artefatti a causa della rappresentazione di echi spuri ge-

nerati da fenomeni di riverberazione (o impulsi spuri) che accompagnano invariabilmente l'impulso US. Comunemente, i fenomeni di riverberazione originano fra sonda e cute o, per riflessione multipla, a livello di interfacce speculari più o meno profonde presenti nel *main lobe*, nei *side lobes* e nei *grating lobes*. Gli artefatti da riverberazione e da riflessione multipla degradano la qualità dell'immagine e la risoluzione di contrasto. Nell'imaging in seconda armonica gli impulsi ed i segnali spuri che originano dai lobi laterali e dal *grating lobe* sono a bassa energia e quindi hanno una componente armonica quasi inesistente per cui l'artefattualità correlata non viene rappresentata in HI-Mode⁽¹¹⁾.

Per isolare la frequenza armonica vengono usati due metodi diversi: il primo metodo prevede l'uso di un *filtro elettronico in grado di rimuovere la frequenza fonda-*

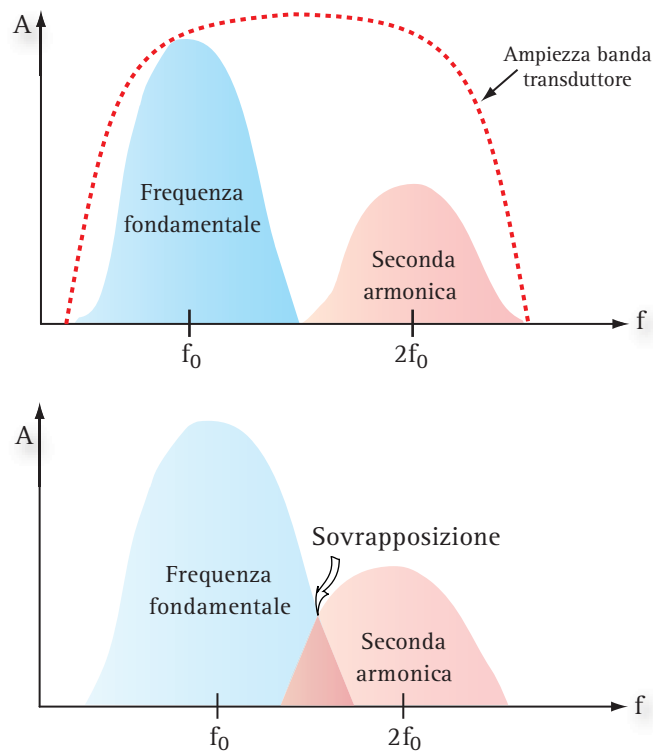


Fig. 5. SOVRAPPOSIZIONE DEL SEGNALE TRASMESSO E DEL SEGNALE ARMONICO. Poiché l'acquisizione di un'immagine in seconda armonica poggia sulla ricezione di segnale armonico, è indispensabile che la sonda abbia una larghezza di banda che separi, senza sovrapposizione, la frequenza fondamentale dalla frequenza armonica.

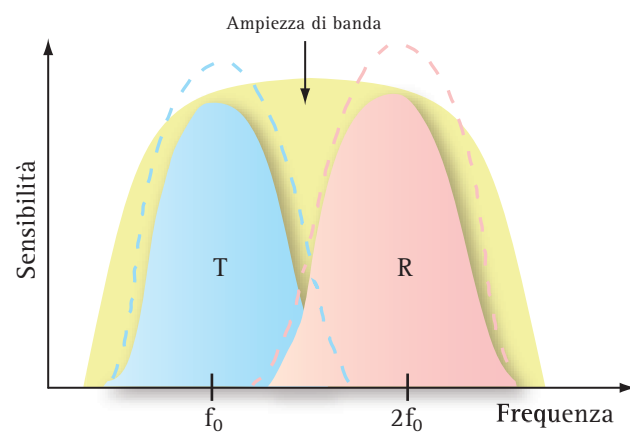


Fig. 6. SENSIBILITÀ DELLA SONDA A BANDA LARGA. La sensibilità del trasduttore a banda larga è scarsa se le frequenze non sono contenute nella banda del trasduttore sia in trasmissione (T) che in ricezione (R). Purtroppo, spesso per comprimere le frequenze dentro la curva di risposta del trasduttore diventa necessario comprimere una o entrambe le bande nella porzione di curva in cui l'efficienza del trasduttore è bassa (trasmissione e ricezione a bassa sensibilità).

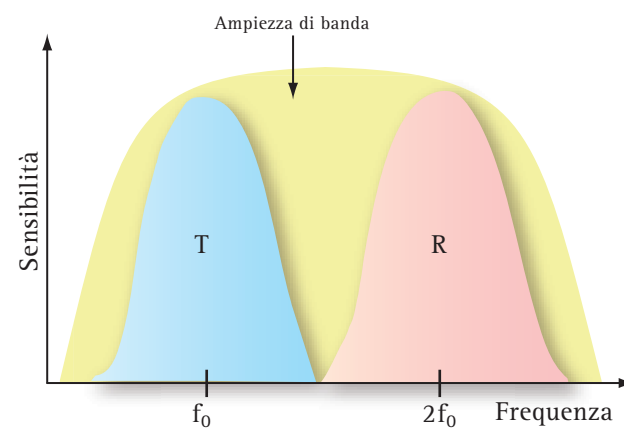


Fig. 7. SENSIBILITÀ DELLA SONDA A BANDA LARGA. La situazione ideale è quella in cui le frequenze vengono completamente coperte dall'ampiezza di banda della sonda sia in trasmissione (T) che in ricezione (R) (sonda ad alta sensibilità).

mentale e permettere il passaggio dell'armonica tessutale (Fig. 8); il secondo metodo è un nuovo algoritmo di acquisizione dell'immagine che prende il nome di *pulse o phase inversion*. Nel primo caso, per separare in modo completo la frequenza fondamentale dalla seconda armonica bisogna aumentare la lunghezza spaziale dell'impulso. Questo degrada la risoluzione assiale e compensa solo in parte i vantaggi della ricezione in seconda armonica (Fig. 9). Il secondo metodo prevede che lungo ciascuna linea del campo sonoro vengano lanciati in rapida successione due impulsi gemelli in controfase (l'uno a 90° e l'altro a 180°). Il segnale che deriva dal primo impulso viene immagazzinato fintanto che non viene

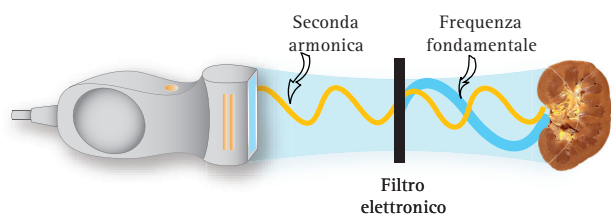


Fig. 8. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. La seconda armonica può essere isolata ricorrendo ad un *filtro elettronico* capace di rimuovere la frequenza fondamentale f_0 , e permettere il passaggio della seconda armonica $2f_0$.

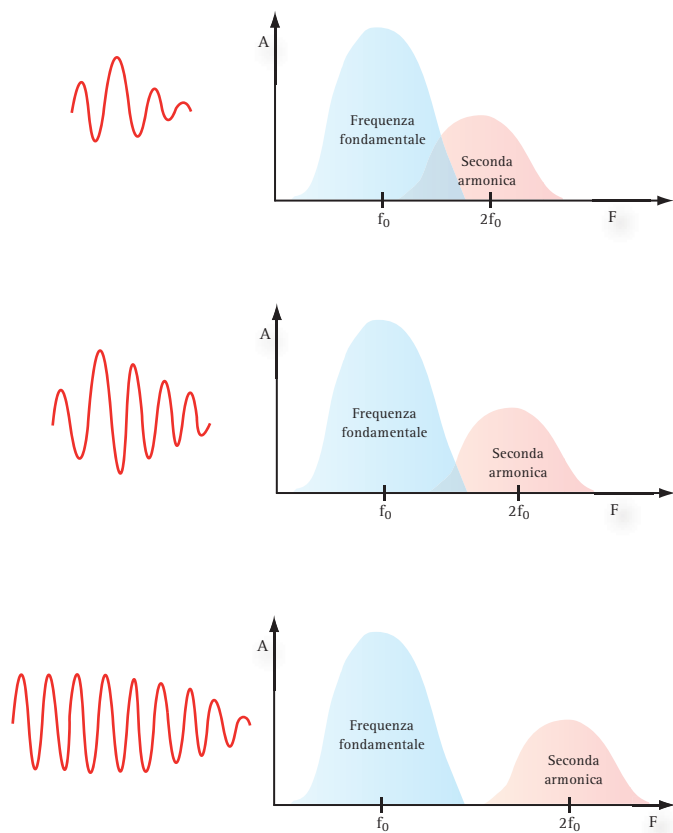


Fig. 9. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. Effetti della lunghezza spaziale dell'impulso (SPL) sulla separazione della frequenza armonica dalla frequenza fondamentale.

raccolto il segnale del secondo impulso. A questo punto viene operata una sommazione che porta all'annullamento del segnale fondamentale in opposizione di fase ed alla sommazione del segnale in seconda armonica che viceversa è in fase (Fig. 10). In questo caso, poiché non viene usato il filtro per isolare la frequenza armonica, è possibile trasmettere un impulso con lunghezza spaziale breve ed a larga banda per preservare la risoluzione assiale. Comunque, la *pulse o phase inversion* richiede un tempo di trasmissione/campionamento più prolungato per cui è più soggetta agli artefatti da movimento.

Vantaggi dell'imaging armonico. L'imaging in seconda armonica migliora sensibilmente la qualità dell'immagine nei pazienti difficili, sovrappeso o obesi, laddove l'ecografia B-Mode mostra notevoli limiti nella diagnosi e nella caratterizzazione di lesioni tessutali e raccoglie immagini povere, scarse, ricche di artefatti⁽¹¹⁾. Comunque, è bene chiarire che l'imaging armonico aggiunge ben poco alla qualità nei soggetti in cui l'immagine convenzionale è già molto buona. Tuttavia, trattandosi di una tecnica in evoluzione, è lecito pensare che nel prossimo futuro sarà sempre più utile non solo nei pazienti difficili, ma anche in quelli normali.

La *riduzione degli artefatti da riverberazione* rappresenta uno dei principali vantaggi dell'imaging armonico. Gli echi generati dalle interfacce speculari, nel tragitto di ritorno vengono nuovamente riflessi verso i tessuti dalle interfacce più superficiali e dal trasduttore. Questi impulsi "riferflessi" si comportano come "impulsi fantasma", cioè come una versione più debole e tardiva dell'impulso originale. Essi generano, a loro volta, segnali eco deboli e ritarda-

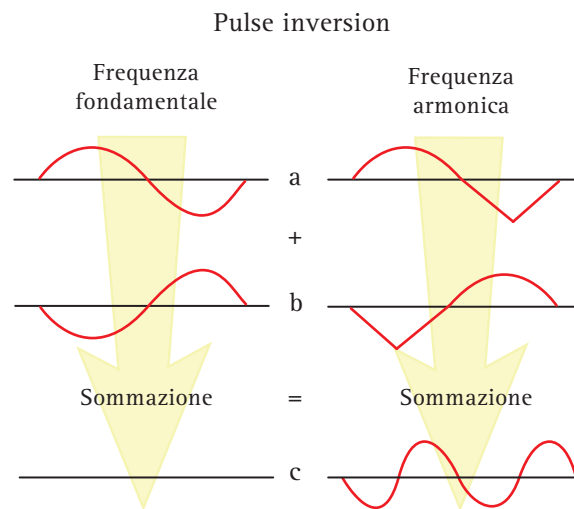


Fig. 10. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. *Pulse o phase inversion*. Lungo la stessa linea di scansione vengono lanciati in rapida successione due impulsi in controfase (90° e 180°). In ricezione, la sommazione algebrica porta all'annullamento dei segnali in controfase ed alla sommazione del segnale in seconda armonica (in fase).

ti responsabili di un'ulteriore "trasmissione fantasma" verso il paziente. In altre parole, l'impulso originale generato dalla sonda è seguito da una serie ripetuta d'impulsi più deboli di riverberazione che originano dai tessuti superficiali e dall'interfaccia cute/trasduttore. In ecografia convenzionale, l'artefatto da riverberazione significa che una singola interfaccia non è rappresentata da un solo segnale, ma da una serie ripetuta, regolare e ritardata, di segnali eco sempre più deboli. L'artefatto di riverberazione è particolarmente evidente quando il fascio US incontra un'interfaccia lineare molto riflettente, come la parete prossimale di un vaso arterioso. L'artefatto da *scattering* multiplo è simile per natura alla riverberazione, ma si distingue da questa in quanto origina dalla dispersione semplice (*effetto pioggia*). Sia la riverberazione sia lo *scattering* multiplo sono artefatti che originano da impulsi "fantasma", secondari e di bassa intensità. L'imaging in seconda armonica elimina questi echi da riverberazione, in quanto la loro componente armonica non raggiunge la soglia di rappresentabilità⁽¹¹⁾.

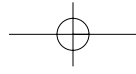
La *riduzione degli artefatti da lobo laterale (side-lobe artifact)* rappresenta un secondo vantaggio. Gli artefatti da lobo laterale degradano la risoluzione laterale e di contrasto. Il segnale che origina dai lobi laterali ha un'intensità sicuramente più bassa rispetto al segnale eco che origina dal *main lobe* e quindi non ha un contenuto armonico importante. Pertanto, gli echi che originano da un bersaglio posto nei lobi laterali del fascio US sono bloccati dal filtro di seconda armonica e non compaiono nell'immagine in HI-Mode. Questo da una parte rappresenta un vantaggio in quanto riduce l'artefatto da lobo laterale, dall'altra però tende a degradare il contrasto dell'immagine per mancanza di segnale nei lobi laterali⁽¹¹⁾. Anche l'*artefatto da grating lobe* viene nettamente ridotto con l'imaging armonico. Questo artefatto viene generato nei trasduttori lineari, *convex* e *phased-array* da una ripetizione a bassa intensità del fascio US (fascio completo dei lobi laterali) disposto ad un angolo di circa 90° su entrambi i lati del lobo principale. Gli echi che originano dai *grating lobes* degradano la risoluzione di contrasto dell'immagine. I segnali in seconda armonica che originano dai *grating lobes* sono deboli e pertanto, come nel caso degli artefatti da lobi laterali, vengono soppressi in HI-Mode^(11, 12).

Svantaggi dell'imaging armonico. L'imaging in seconda armonica è meno sensibile dell'ecografia B-Mode convenzionale, in quanto solo una piccola parte dell'energia totale di un impulso cade nello spettro della seconda armonica. Questo significa che il segnale eco estratto dal filtro è debole e molto vicino al livello del rumore di fondo. Poiché l'acquisizione di un'immagine in HI-Mode poggia sulla ricezione di segnali deboli, è

indispensabile che la sonda a banda larga separi adeguatamente la frequenza fondamentale dalla seconda armonica, al fine di evitare una sovrapposizione di segnale che degraderebbe significativamente l'immagine. Purtroppo, per comprimere le bande di frequenza in trasmissione e ricezione dentro la curva di risposta del trasduttore, può diventare necessario comprimere una o entrambe le bande nella porzione di curva in cui l'efficienza del trasduttore è bassa. Naturalmente, gli echi in seconda armonica possono essere amplificati, ma con essi viene amplificato anche il rumore di fondo, per cui alcuni segnali amplificati verranno mascherati dal rumore. Fortunatamente, il rumore di fondo è meno accentuato nell'imaging armonico rispetto all'ecografia convenzionale. Pertanto, la risoluzione assiale e di contrasto sono peggiori in HI-Mode, mentre la risoluzione laterale è simile a quella in B-Mode.

Applicazioni dell'imaging armonico. L'imaging in seconda armonica ha notevolmente migliorato la qualità dell'immagine in diversi settori di applicazione clinica⁽¹⁰⁾. In cardiologia, dove è obiettivamente difficile ottenere un'immagine di qualità, l'imaging armonico migliora la definizione delle cavità e dei margini della parete ventricolare (Fig. 11, 12). Nelle comuni applicazioni di diagnostica addominale, l'imaging in seconda armonica consente di definire con maggior precisione le lesioni epatiche secondarie e delimitare gli aloni perilesionali, permette uno studio più accurato della vena porta, della colecisti ed in particolare del colletto della colecisti (Fig. 13). Nelle patologie nefrologiche più ricorrenti, l'imaging in HI-Mode facilita la caratterizzazione strutturale delle masse surrenaliche (Fig. 14), della malattia policistica acquisita dell'adulto (Fig. 15), delle cisti renali complesse (Fig. 16) e delle cisti complicate (Fig. 17), del tumore (Fig. 18) e delle pielonefriti focali (Fig. 19) e spesso consente di evitare il ricorso a tecniche più costose ed invasive. L'imaging in HI-Mode è particolarmente utile nella valutazione delle lesioni del retroperitoneo (Fig. 20), della litiasi reno-ureterale (Fig. 21) e delle lesioni parietali della vescica (Fig. 22, 23), ed in ostetricia, è molto usato per la valutazione delle strutture intracraniche e cardiache del feto. In ginecologia, l'imaging in seconda armonica può competere con le capacità risolutive delle sonde endovaginali nella diagnosi di certe lesioni ovariche o annessiali (Fig. 24, 25).

In conclusione, l'imaging in HI-Mode non aumenta la profondità del campo di esplorazione ma consente di acquisire un'immagine chiara, con margini ben definiti e con pochi artefatti delle strutture situate ad una profondità intermedia del campo sonoro ed in genere poco esplorabili con l'ecografia B-Mode convenzionale nei soggetti obesi e difficili.



Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

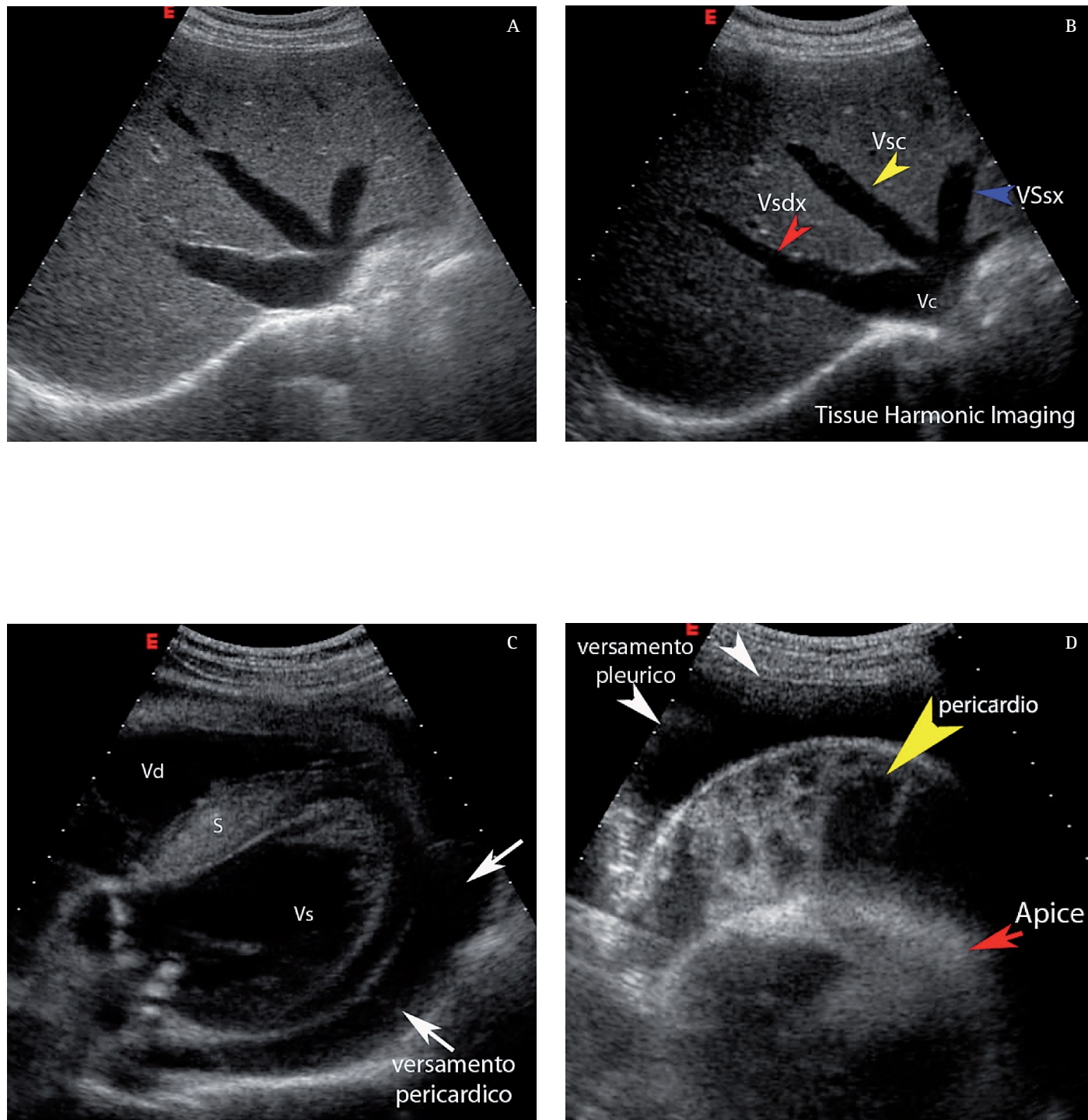
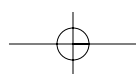


Fig. 11. PLEUROPERICARDITE FIBRINOSA. Scansione convenzionale (A) e scansione in seconda armonica (B) sulla confluenza delle vene sovraepatiche in vena cava inferiore (A). Scansione *long-axis* subxifoidea del cuore (C) e scansione obliqua intercostale sulla linea medioascellare posteriore sull'apice sinistro del cuore (D). Entrambe le immagini sono state acquisite in seconda armonica. Il paziente, in MHD, lamentava affaticamento, febbre e dolore precordiale atipico con VES elevata. In ecografia era evidente un quadro di pleuropericardite fibrinosa con dilatazione della vena cava e delle vene sovraepatiche da sovraccarico destro. Freccie bianche lunghe: versamento pericardio. Vs = ventricolo sinistro; Vd = ventricolo destro; S = setto interventricolare; Vc = Vena cava inferiore. Vsdx, Vsc, Vssx = vene sovraepatiche destra, centrale e sinistra.



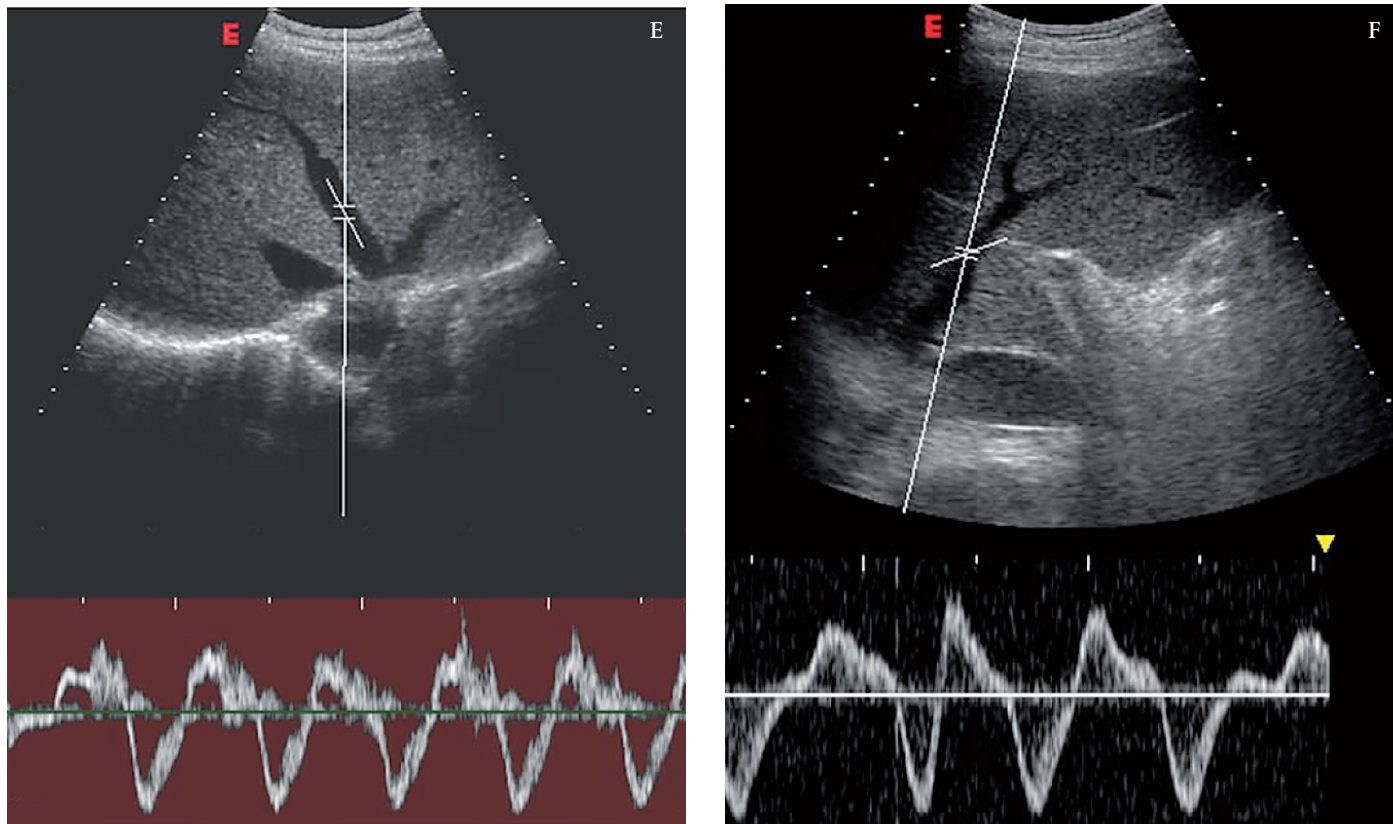


Fig. 11e, f. PLEUROPERICARDITE FIBRINOSA. CASO PRECEDENTE. Segni di sovraccarico destro da versamento pericardico. L'immagine acquisita in B-Mode convenzionale sulla confluenza delle vene sovraepatiche è molto più ricca e strutturata rispetto all'immagine acquisita in seconda armonica. Le immagini (E ed F) mostrano l'ectasia delle vene sovraepatiche ed il velocitogramma registrato nella sovraepatica media (E) e nella sovraepatica destra (F).

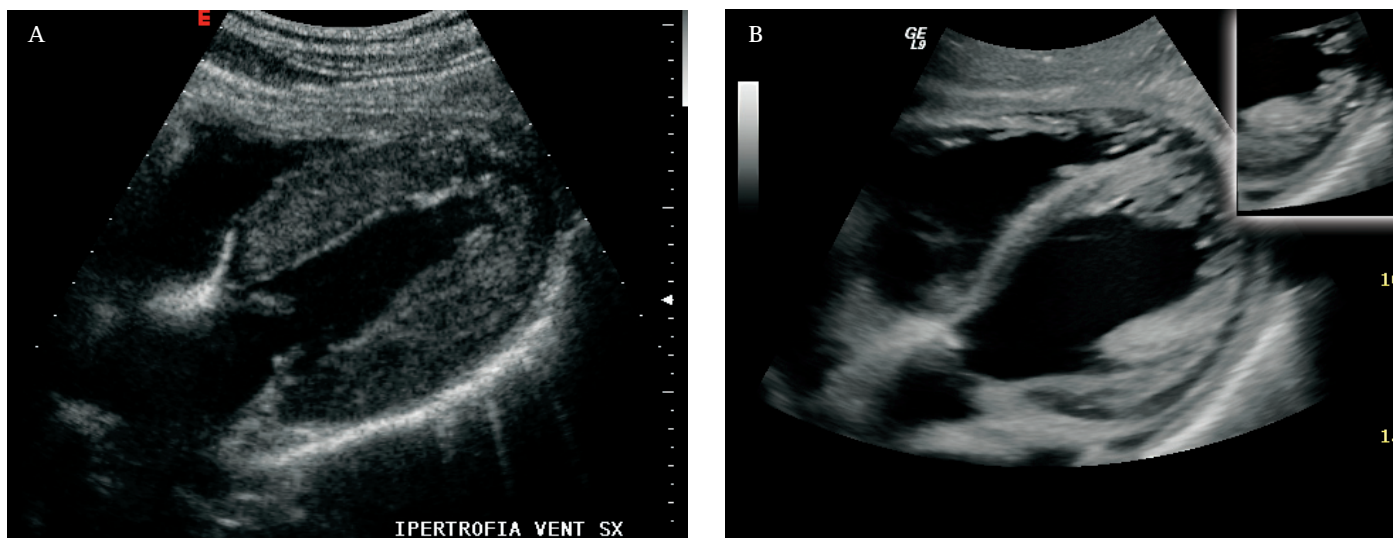


Fig. 12. SCANSIONE *LONG-AXIS* SUBXIFOIDEA IN SECONDA ARMONICA. L'immagine (A) mostra un'ipertrofia concentrica del ventricolo sinistro in paziente con ipertensione renovascolare da lunga data. L'immagine (B) propone un quadro di pericardite associata a modesta dilatazione del ventricolo sinistro. In entrambi i casi l'imaging in HI-Mode delinea chiaramente sia i margini della cavità sia il profilo esterno del ventricolo sinistro.

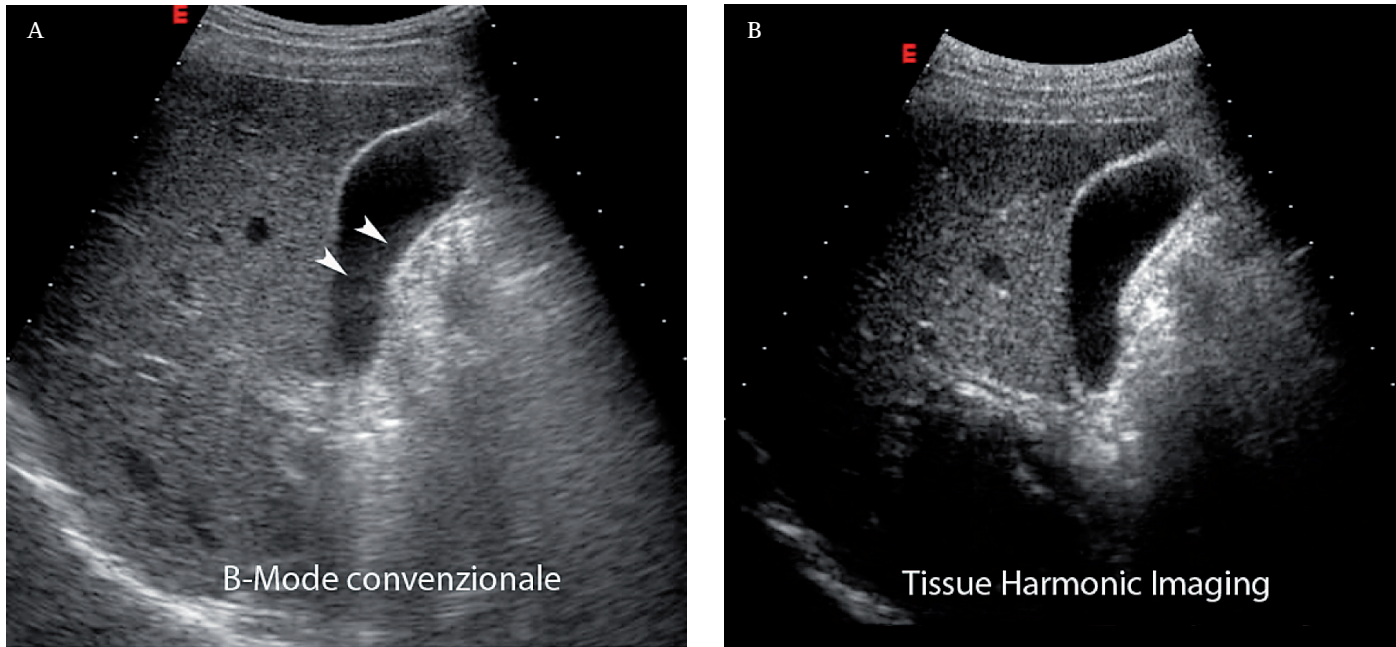
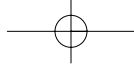


Fig. 13. SCANSIONE LONGITUDINALE INTERCOSTALE SULLA COLECISTI. L'immagine B-Mode convenzionale (A) mostra a livello del collo e della regione infundibulare una lieve ecogenicità che simula la presenza di bile densa. Questa "sabbiosità", riferibile ad un artefatto da lobo laterale, scompare nell'immagine in seconda armonica (B) e l'infundibulo appare libero da concrezioni o sabbia biliare.

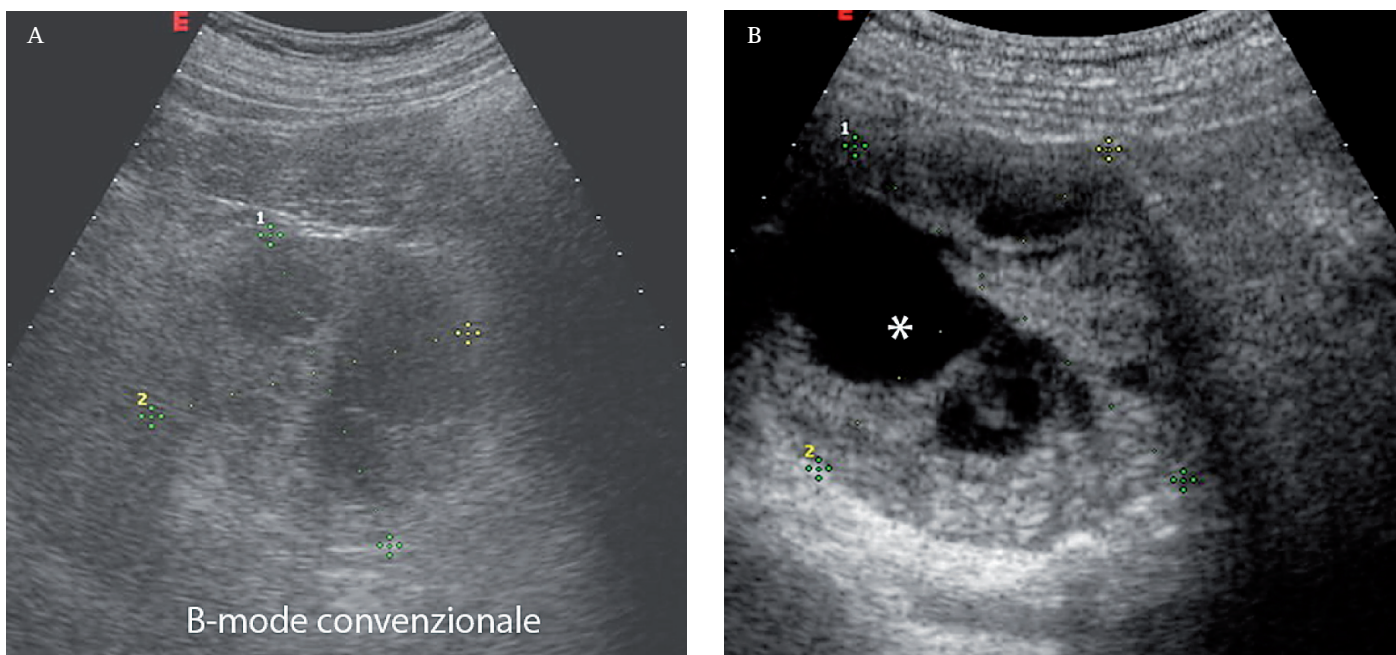
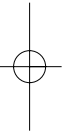
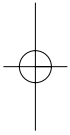
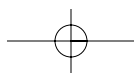


Fig. 14. FEOCROMOCITOMA. Scansione obliqua ascendente nella regione dell'ipocondrio sinistro. Giovane donna di 38 anni con crisi ipertensive accompagnate da sintomi neurovegetativi (nausea, flash cutanei, tachicardia, vomito). L'immagine B-Mode convenzionale (A) evidenzia una massa complessa di circa 77 x 70 mm, con aree strutturate ed aree anecogene in sede surrenalica sinistra, mal delimitata nel retroperitoneo. L'immagine in seconda armonica (B), modestamente amplificata rispetto alla precedente, mostra con maggior ricchezza di dettagli la natura complessa della lesione e delinea la presenza di lacune anecogene contestuali legate a fenomeni involutivi. Pur in assenza di chiari riferimenti anatomici nel retroperitoneo e nella retrocavità degli epiploon, lo THI tende a delimitare più chiaramente i margini della lesione. Notare la demarcazione delle strutture di parete.



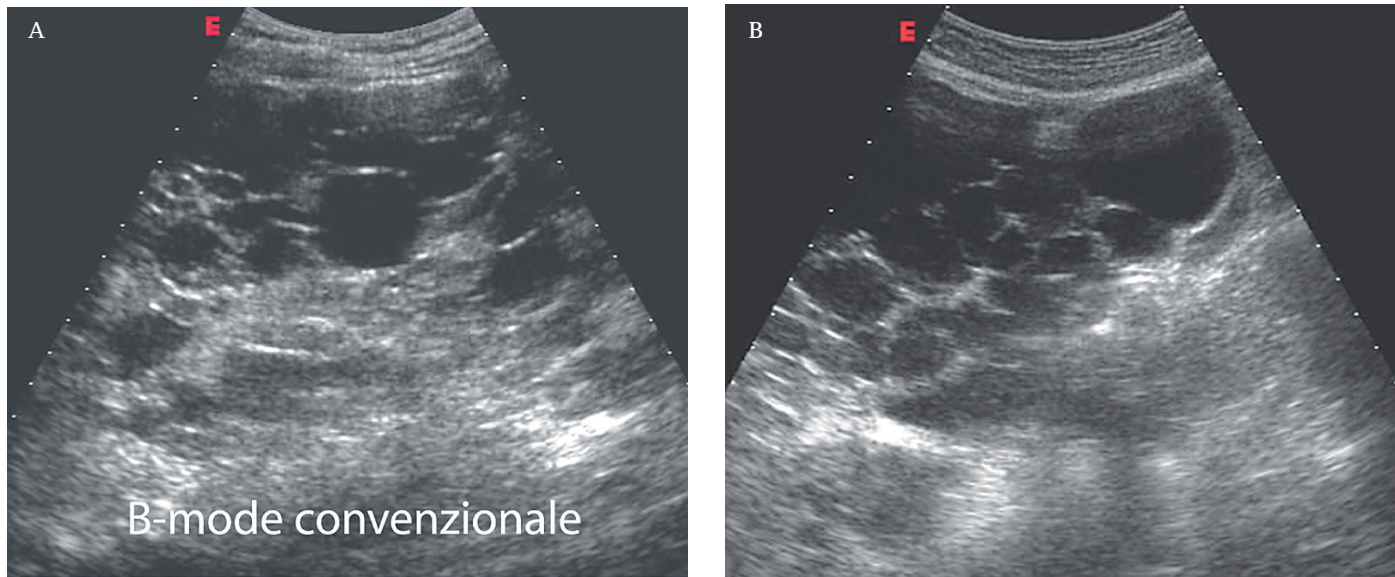
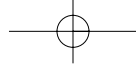


Fig. 15. MALATTIA POLICISTICA AUTOSOMICA DOMINANTE. Scansione coronale sul rene destro in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). L'immagine in HI-Mode è più povera di informazioni, ma le pareti ed il contenuto delle cisti e complessivamente i margini del rene appaiono più netti, demarcati e puliti. Non sono evidenti in questo caso cisti complicate o concrezioni litiasiche nelle vie escrettrici.

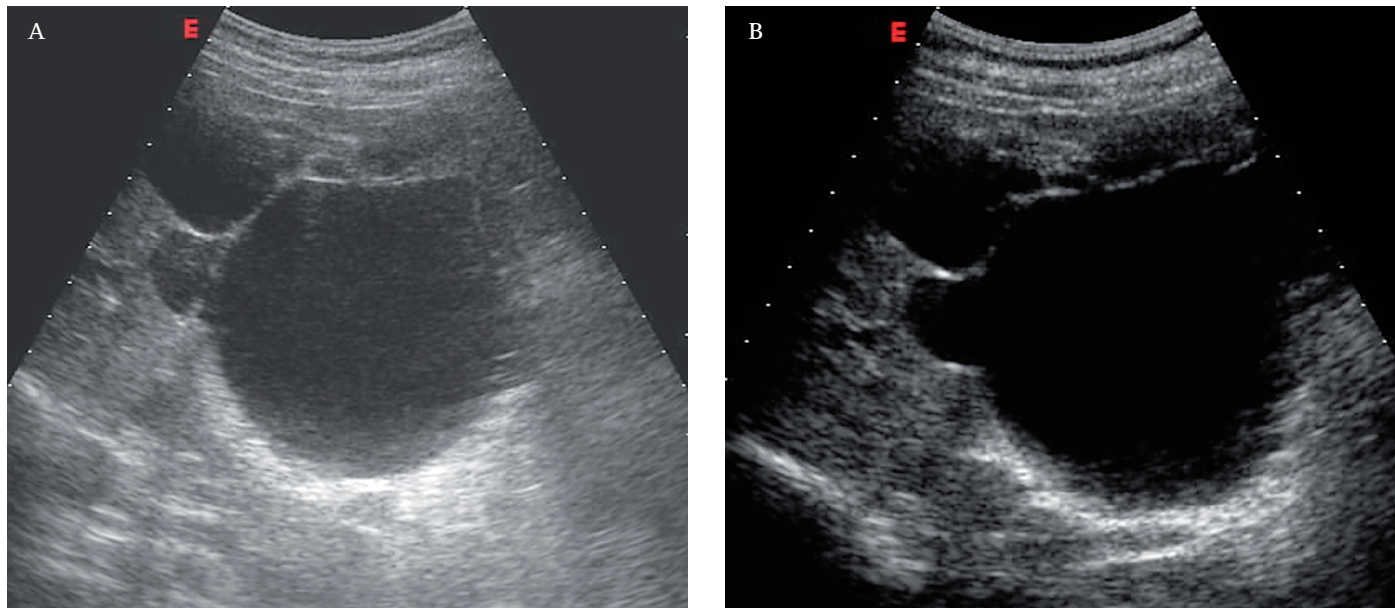
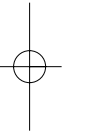
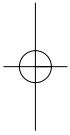
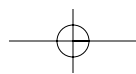
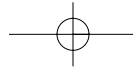


Fig. 16. CISTI COMPLESSA. Scansione trasversale sull'ilo renale destro. Cisti complessa, multiloculata, con \emptyset massimo di circa 7 cm. A ridosso della cisti di maggior diametro sono evidenti cisti più piccole. I setti sono meno evidenti in HI-Mode; ma le pareti della cisti appaiono nettamente più definite ed il contenuto chiaramente anecogeno e libero da artefatti. L'immagine B-Mode convenzionale (A) appare più ricca rispetto all'immagine in HI-Mode (B). Da notare nell'immagine in HI-Mode, la netta riduzione del rinforzo di parete posteriore e delle riverberazioni che conferiscono invece all'immagine convenzionale un aspetto granulare e "sporco".





Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

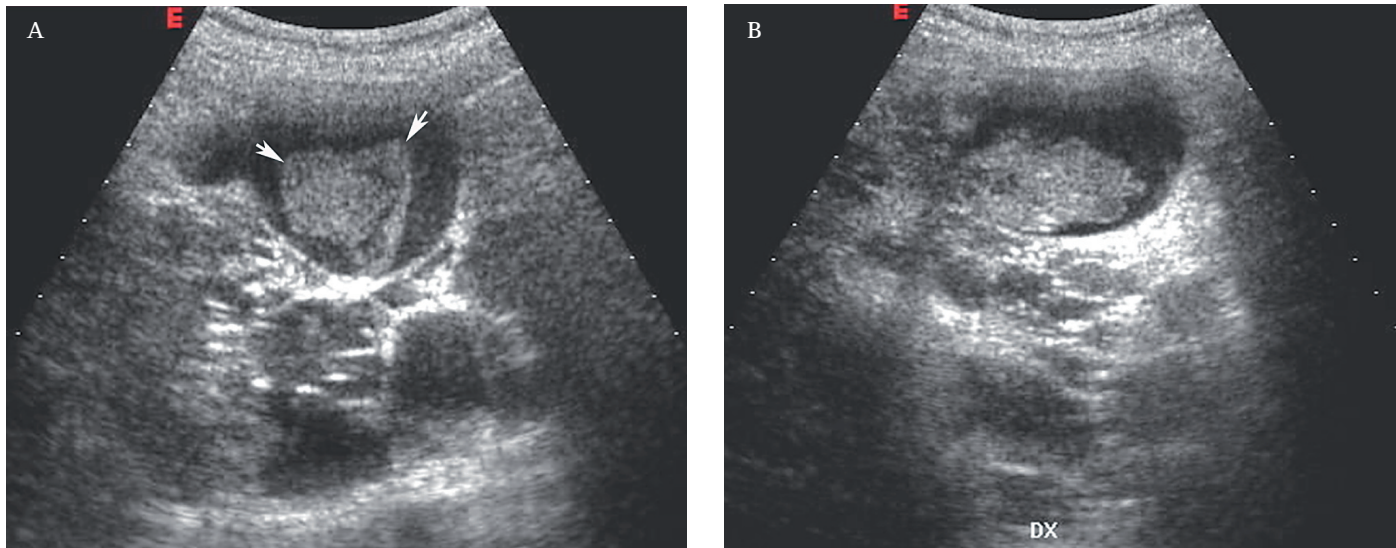


Fig. 17. CISTI COMPLICATA. Scansione trasversale sul fianco destro in HI-Mode. Paziente affetto da ADPKD. Recente episodio di dolore violento al fianco destro, ematuria grossolana con espulsione di coaguli. Nel contesto della massiva degenerazione cistica è evidente una cisti con una vegetazione finemente iperecogena e strutturata (A), a tratti disomogenea per presenza di piccole lacune anecogene, adesa alla parete e frammista a materiale corpuscolato (B). La lesione complessa ha i caratteri strutturali di una cisti complicata. La mancanza di segnale Doppler nel contesto della vegetazione endocistica e la mancata perfusione dopo infusione di MdC depongono per la natura degenerativa della cisti. I dati morfostrutturali e funzionali sono stati confermati dalla TC con contrasto.

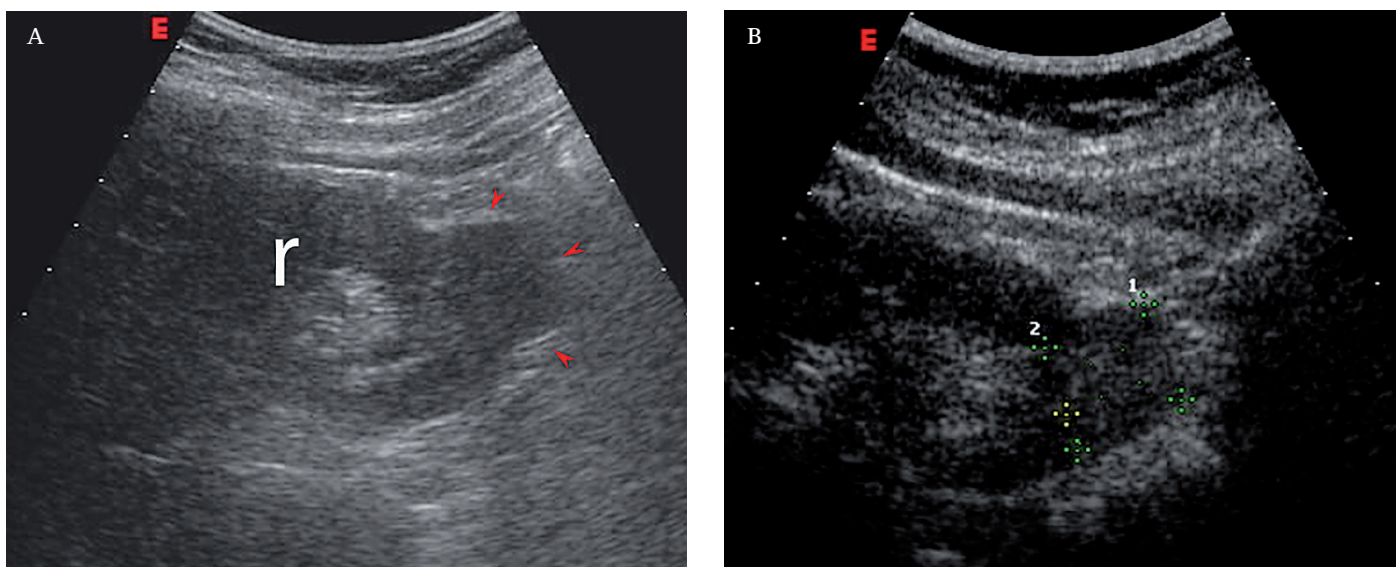
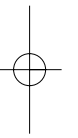
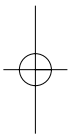
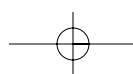


Fig. 18. ETROPLASIA RENALE. Scansione coronale sul rene sinistro. A livello del polo inferiore è presente una vegetazione nodulare esofitica di 30x28 mm (testa freccia rossa), ben marginata, disomogenea rispetto al parenchima sano e da riferire ad eteroplasia (*small cancer*). L'immagine B-Mode convenzionale (A) appare più ricca di informazioni, ma l'immagine in HI-Mode (B), più povera e grossolana, mostra chiaramente i profili netti e demarcati del tumore rispetto al tessuto perirenale. In questo caso l'immagine convenzionale è già ben chiara e l'immagine in seconda armonica aggiunge solo informazioni marginali. r = rene.



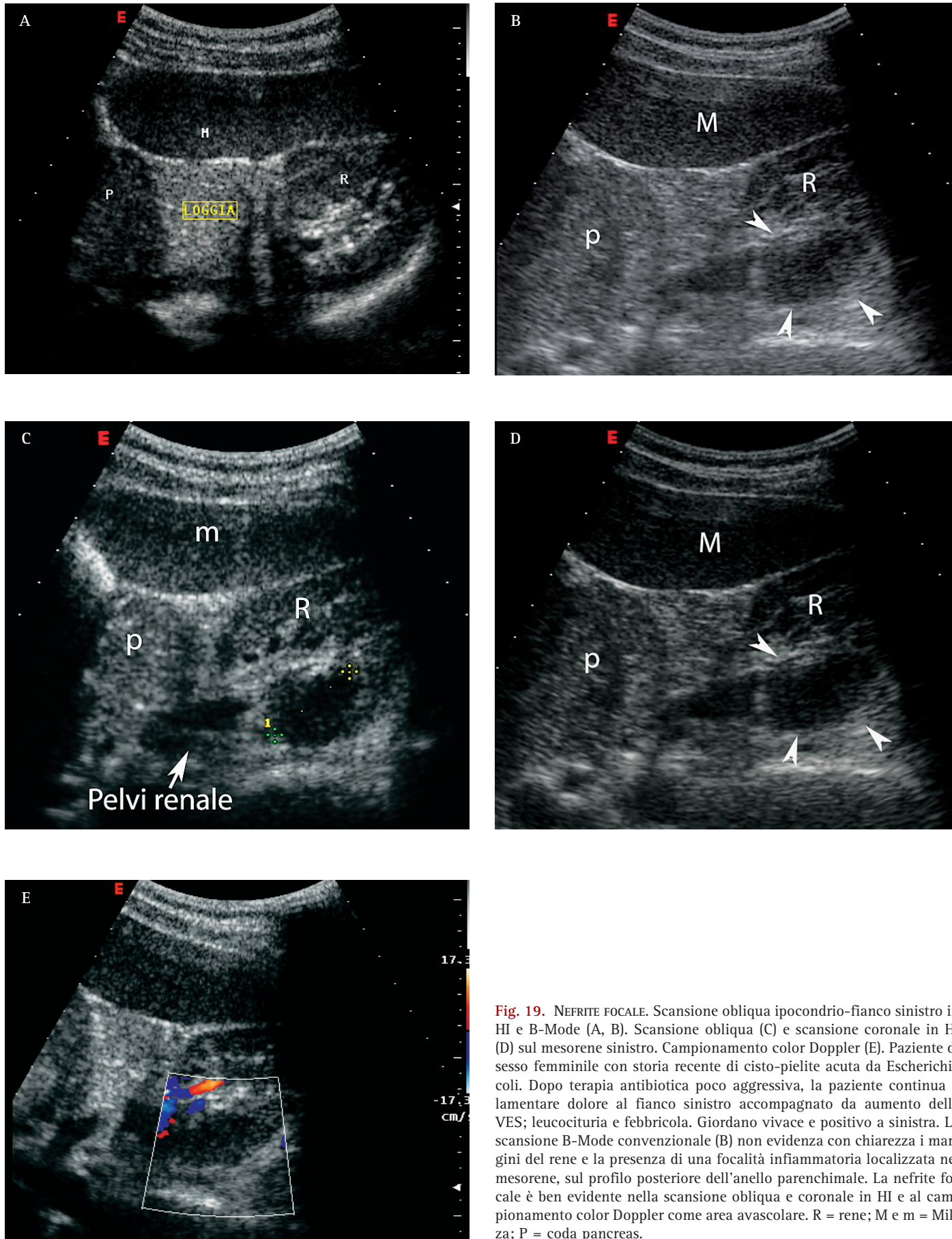


Fig. 19. NEFRITE FOCALE. Scansione obliqua ipocondrio-fianco sinistro in HI e B-Mode (A, B). Scansione obliqua (C) e scansione coronale in HI (D) sul mesorene sinistro. Campionamento color Doppler (E). Paziente di sesso femminile con storia recente di cisto-pielite acuta da Escherichia coli. Dopo terapia antibiotica poco aggressiva, la paziente continua a lamentare dolore al fianco sinistro accompagnato da aumento della VES; leucocituria e febbricola. Giordano vivace e positivo a sinistra. La scansione B-Mode convenzionale (B) non evidenzia con chiarezza i margini del rene e la presenza di una focalità infiammatoria localizzata nel mesorene, sul profilo posteriore dell'anello parenchimale. La nefrite focale è ben evidente nella scansione obliqua e coronale in HI e al campionamento color Doppler come area avascolare. R = rene; M e m = Milza; P = coda pancreas.

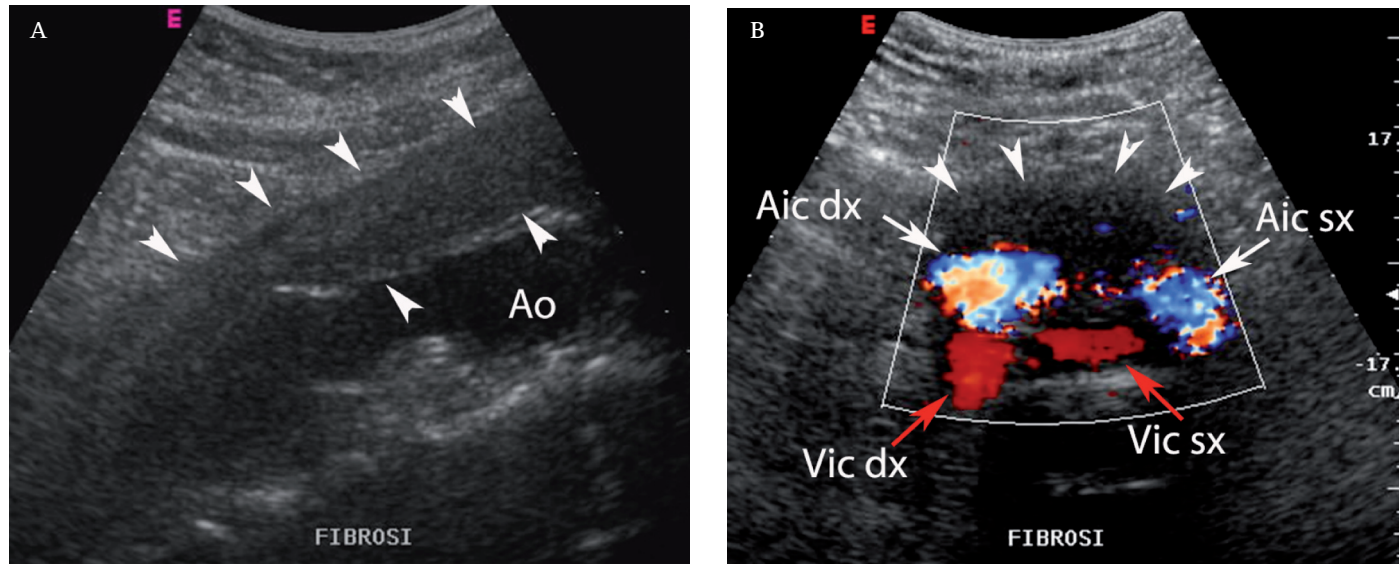
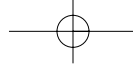


Fig. 20. FIBROSI RETROPERITONEALE. Scansione longitudinale (A) e trasversale (B) sull'aorta lombare in HI-Mode. Paziente di 58 aa, di sesso maschile, con storia clinica di dolori persistenti in regione lombare. Recente aumento della sCr (2,2 mg/dL) ed evidenza di idronefrosi bilaterale, più evidente a sinistra. Nella scansione longitudinale, l'aorta lombare è circondata sul profilo anteriore e posteriore da una grossolana ganga ipoecogena. L'intima e la parete aortica appaiono nettamente irregolari per presenza di multiple placche atero-calcifiche. In scansione trasversale la placca ipoecogena circonda ed ingloba sia il carrefour aortico con il tratto iniziale delle arterie iliache comuni (Aic), sia la confluenza delle vene iliache (Vic) in vena cava. Non è presente trombosi venosa. L'aliasing presente nelle Aic dipende dai bassi livelli del PRF impostati per campionare il flusso venoso nelle vene iliache. Diagnosi clinico-ecografica: fibrosi retroperitoneale. Ao = aorta.

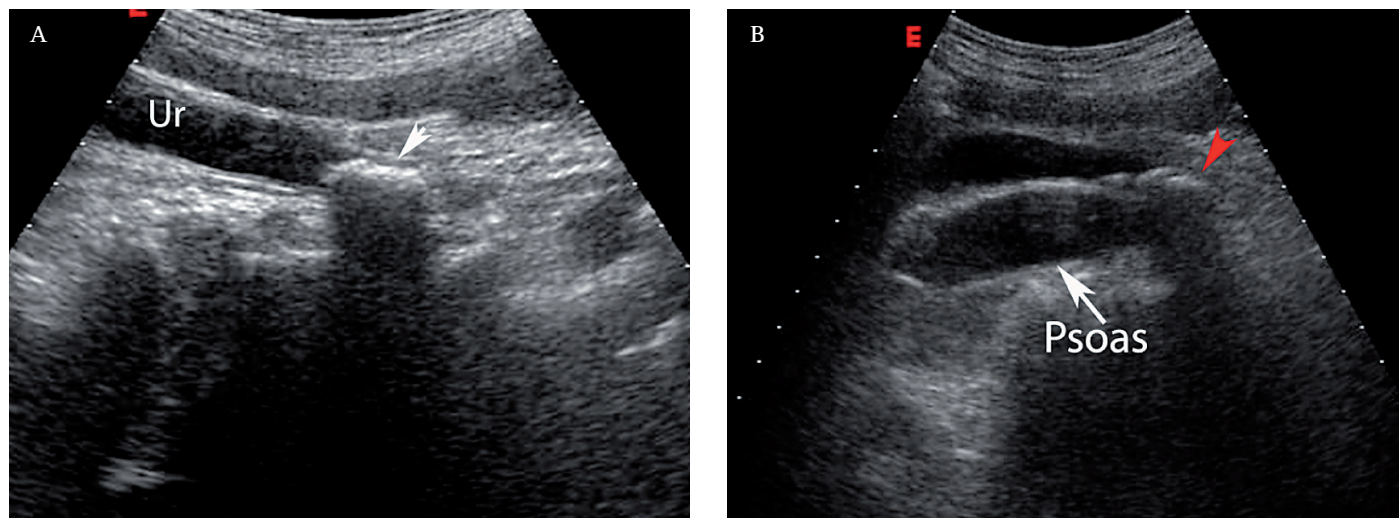
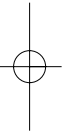
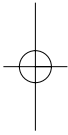
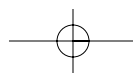


Fig. 21. LITIASI URETERALE. Scansione longitudinale lungo l'ileopsoas di sinistra con sonda inclinata verso il piano dell'aorta. L'immagine in HI-Mode (A) mostra una ectasia diffusa e marcata del tratto medio-superiore dell'uretere sinistro che si arresta a livello del terzo medio-inferiore in corrispondenza di una grossolana concrezione litiasica. Il paziente trattato con ESWL aveva lamentato una recente colica reno-ureterale sinistra. Il controllo (B) evidenziava frammentazione multipla del calcolo, ancora incuneato al livello della cross iliaca. Ur = uretere.



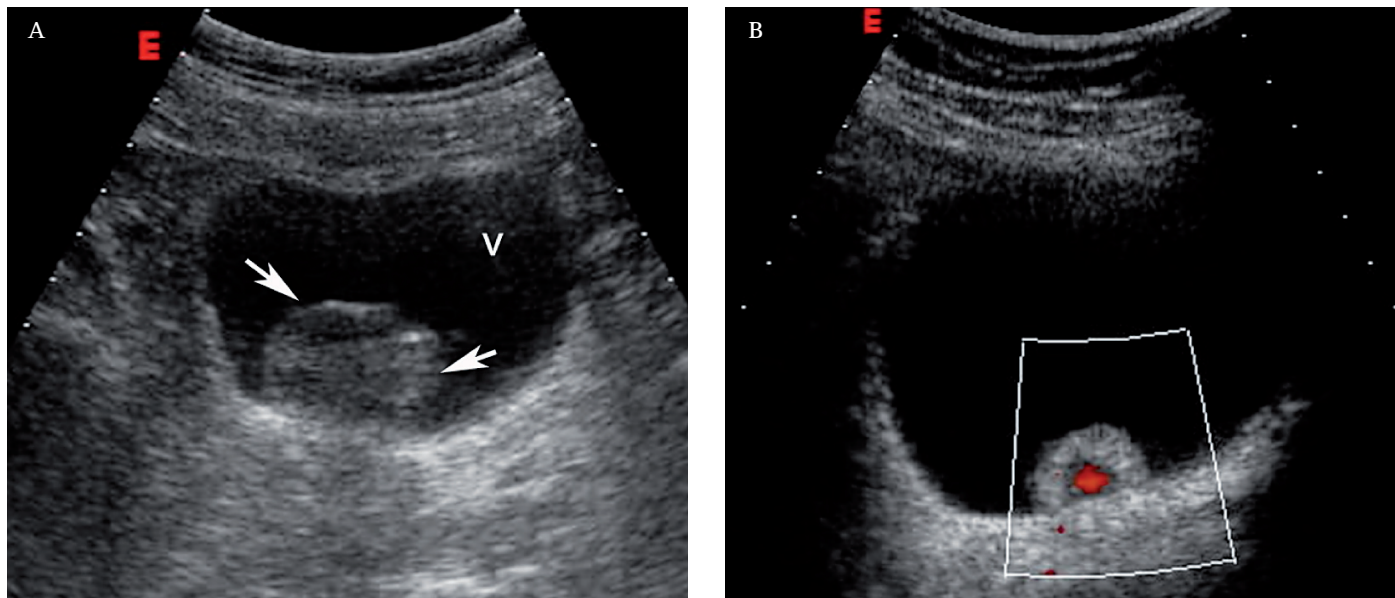
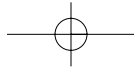


Fig. 22. PAPILOMA VESCICALE. Scansione trasversale in B-Mode (A) e HI-Mode con color Doppler (B) sulla vescica. Paziente di sesso maschile con ematuria grossolana occasionale. La scansione B-Mode convenzionale (A) evidenzia una grossolana vegetazione papillare con margini e profili meno chiari e definiti rispetto alla formazione papillare evidente in HI-Mode. Nell'immagine in HI-Mode e color Doppler, il papilloma, nonostante il piccolo volume dell'oggetto, mostra la presenza di un asse vascolare centrale.

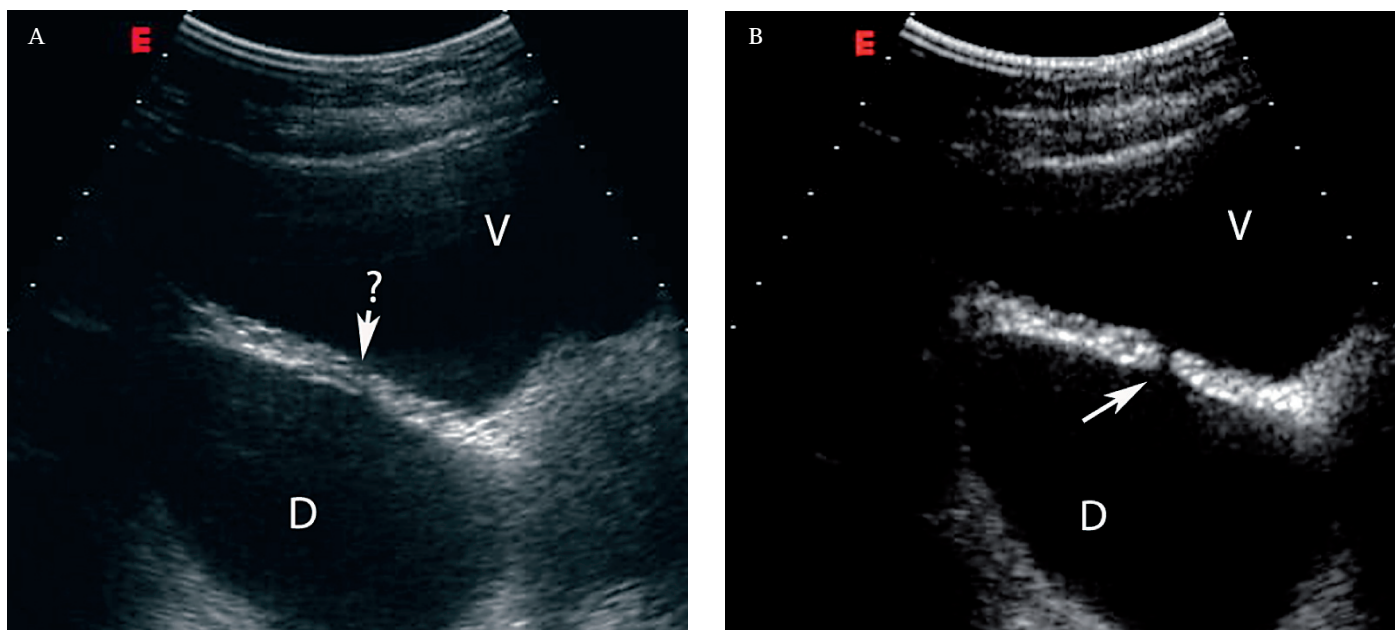
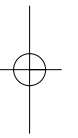
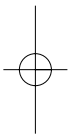
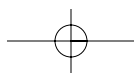
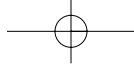


Fig. 23. DIVERTICOLO VESCICALE. Scansione obliqua sulla parete vescicale destra in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). Nella scansione tradizionale, il colletto del diverticolo basale posteriore è scarsamente definito, mentre si delinea con chiarezza nella scansione in HI-Mode. V = vescica; D = diverticolo.





Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

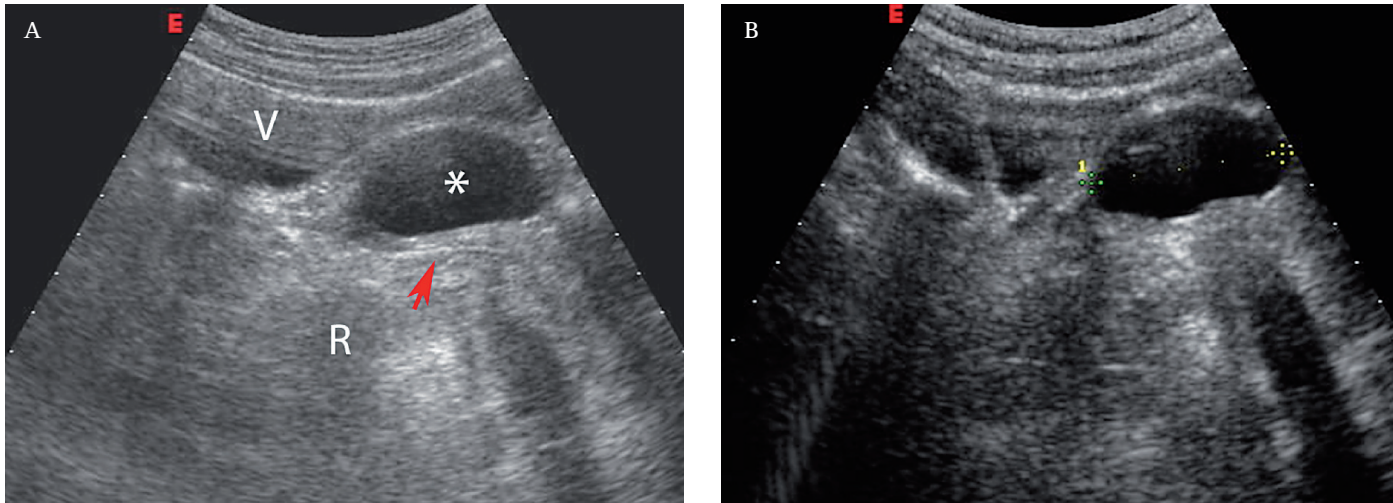


Fig. 24. CISTI SEMPLICE DISONTOGENICA DELLA PARETE VAGINALE ANTERIORE. Giovane donna, asintomatica. Scansione sagittale sullo scavo pelvico con vescica scarsamente repleta in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). Nell'immagine in seconda armonica le pareti della vescica e la parete anteriore della vagina risultano nettamente delineate. La cisti (*) di \emptyset massimo 41 x 23 mm mostra margini netti e definiti. Il contenuto è anecogeno e le pareti senza vegetazioni. Questo depone per una cisti semplice senza segni di flogosi attuale o pregressa. V = vescica; R = ampolla rettale. Freccia = lume vaginale.

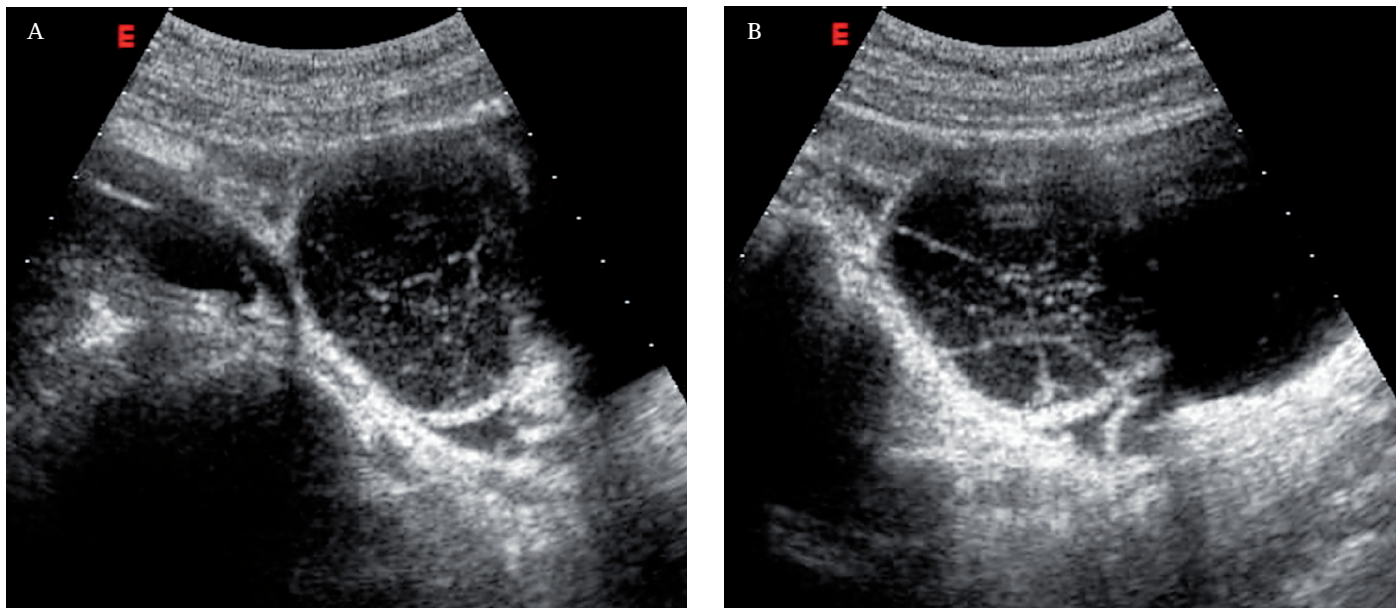
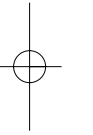
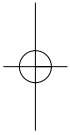
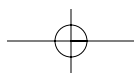


Fig. 25. CISTI COMPLESSA EMORRAGICA. Scansione obliqua (A) e trasversale (B) sulla regione annessiale destra in HI-Mode. Vescica ben distesa e repleta. Giovane donna, di 28 anni, con storia di dolori pelvici perimestruali, accompagnati da un imponente corredo neurovegetativo (nausea, ipotensione, vomito, ileo paralitico) associati ad irregolarità del ciclo. L'immagine evidenzia una massa complessa di circa 45 x 47 mm, con sepi-mentazioni (setti fibrinosi) ed aree ipoecogene ripiene di materiale finemente corpuscolato come da recente emorragia in fase di organizzazione. I margini sono netti e definiti. Cisti complessa emorragica da endometriosi ovarica.



Nuovi algoritmi di scansione ed acquisizione dell'immagine

La flessibilità del *beamformer* digitale ha permesso di sviluppare una grande varietà di tecniche di scansione e di acquisizione dell'immagine che rispondono, a seconda dei casi, a criteri di contenimento dei costi o di miglioramento della qualità, indipendentemente dai costi. Di seguito saranno descritti brevemente algoritmi di scansione e di acquisizione dell'immagine che nei capitolati di spesa vengono indicati fra le *performances* più o meno esclusive dei sistemi che andremo ad acquistare.

Apertura sintetica. È una tecnica di scansione nata per ridurre i costi delle apparecchiature digitali, mantenendo inalterato il processo di acquisizione dell'immagine. Sappiamo che la risoluzione laterale di un'apparecchiatura è tanto più elevata quanto maggiore è il numero dei cristalli e, di conseguenza, dei canali di trasmissione e ricezione. Una sonda lineare ha comunemente una filiera di 256 elementi attivi, ciascuno dei quali può singolarmente costituire un canale di trasmissione. È altrettanto chiaro che per mantenere attivi 256 canali di trasmissione in un *beamformer* digitale il costo della tecnologia è piuttosto elevato. L'apertura sintetica ha l'obiettivo di ridurre a metà il numero dei canali attivi inviando in trasmissione due sequenze diverse di impulsi, ciascuna delle quali è in grado di eccitare 128 elementi (Fig. 26)^(6,7). Il segnale che ritorna da ciascuna linea di scansione non viene rappresentato ma memorizzato e rallentato fintanto che non viene acquisita l'informazione del secondo treno di impulsi. A questo punto i due treni di segnali vengono sommati ed inviati alla processazione successiva.

Beamformers multipli. Questa tecnica di scansione ha una filosofia completamente diversa rispetto alla precedente e poggia sull'uso di più *beamformer*⁽¹³⁾. È stato più volte ricordato che la collimazione del fascio US in trasmissione ed in ricezione diviene massima se ciascun elemento attivo del trasduttore forma con il *beamformer* un canale di trasmissione unico. La disponibilità di più *beamformers* consente di assegnare a ciascuno di essi il controllo in trasmissione di un gruppo di elementi attivi (fino a quattro) e di focalizzare in ricezione segnali eco provenienti da più linee di scansione (fino a quattro). Il risultato finale è che il fascio US lanciato nei tessuti può essere considerato come la somma di tanti piccoli fasci paralleli, ciascuno dei quali è governato da un singolo *beamformer* e contribuisce all'immagine con una o più linee di scansione (Fig. 27). Al di là dei costi economici

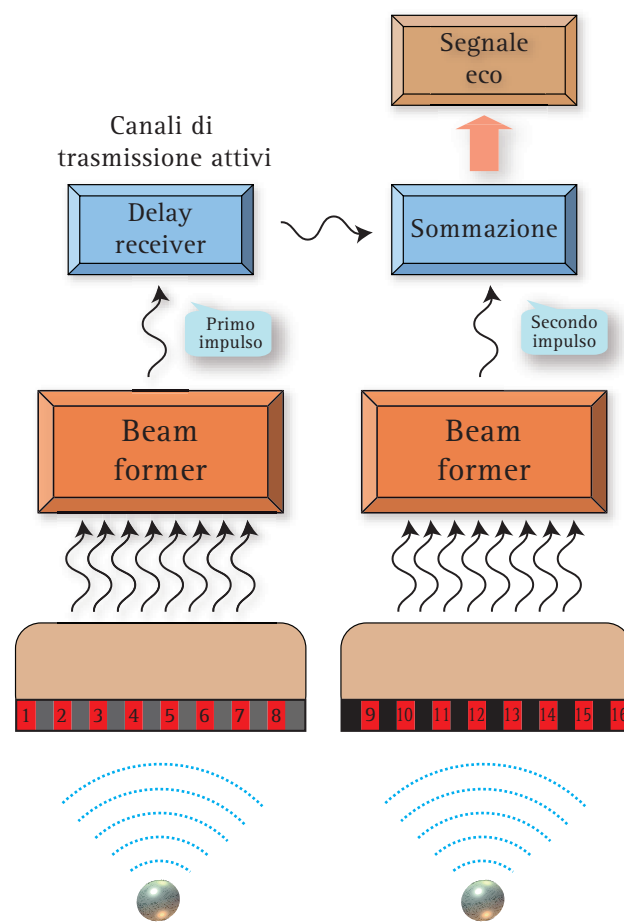
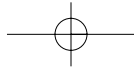


Fig. 26. APERTURA SINTETICA. L'apertura sintetica ha l'obiettivo di ridurre a metà il numero dei canali attivi inviando in trasmissione due sequenze diverse di impulsi, ciascuna delle quali è in grado di eccitare la metà degli elementi attivi che compongono il trasduttore. Il segnale che ritorna da ciascuna linea di scansione non viene rappresentato ma memorizzato e rallentato fintanto che non viene acquisita l'informazione del secondo treno di impulsi. A questo punto i due treni di segnali vengono sommati ed inviati alla processazione successiva. Nel diagramma la filiera di cristalli rappresentata è di 16 elementi.

di queste apparecchiature, la possibilità di controllare più linee di scansione per ogni singolo impulso riduce il tempo necessario per l'acquisizione dell'immagine ed aumenta significativamente il *frame rate*. Al tempo stesso, la maggiore densità di linea migliora sicuramente la risoluzione laterale.

Imaging coerente o coherent imaging formation. Nell'*imaging* analogico per formare l'immagine ecografica vengono usate solo le informazioni del segnale RF che corrispondono all'eointensità del segnale. In realtà, come tutti i fenomeni periodici, anche il segnale RF può essere scomposto ed in esso è possibile considerare non solo le *variazioni in funzione dell'ampiezza*, ma anche le *variazioni in relazione al tempo o fase*. Nell'*imaging* convenzionale, pertanto, il segnale è sottocampionato per cui non prende mai in considerazione la fase. L'ima-



Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

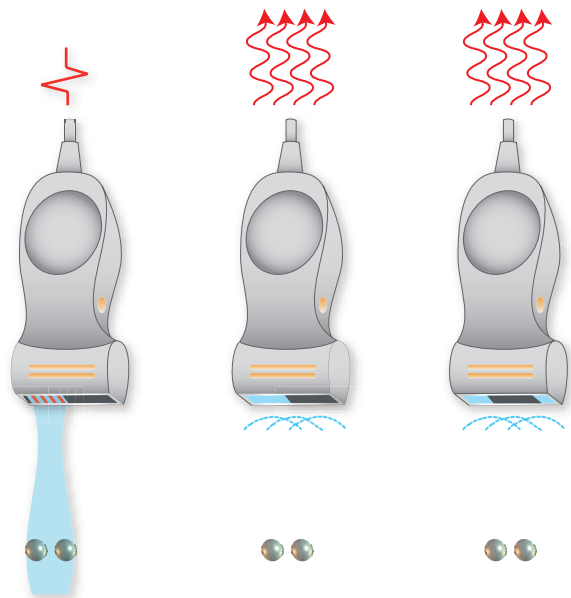


Fig. 27. BEAMFORMERS MULTIPLI. La disponibilità di più *beamformers* consente di agire su più linee di scansione (fino a quattro) per ogni singolo impulso. In fase di trasmissione il singolo *beamformer* governa un gruppo di elementi (fino a quattro). In ricezione ciascun singolo *beamformer* governa la focalizzazione dinamica dei segnali eco provenienti da più linee di scansione. Il risultato finale è che il fascio US che viene lanciato nei tessuti può essere considerato come la somma di tanti piccoli fasci paralleli, ciascuno dei quali è governato da un singolo *beamformer* e contribuisce all'immagine con una o più linee di scansione.

ging coerente evita questo sottocampionamento prendendo in considerazione entrambe le informazioni dopo la rettificazione del segnale di RF (**Fig. 28**). Questo algoritmo è stato presentato per la prima volta da Acuson-Siemens nello strumento Sequoia, sfruttando *beamformers* multipli ed interponendo fra ricevitore e *beamformer* un dispositivo detto *coherent imageformer* capace di integrare lo sfasamento dei segnali in funzione del tempo di arrivo e di codificare, oltre che l'ampiezza, anche la fase del segnale (**Fig. 29**).

Il risultato è che un segnale più accurato o coerente per fase ed ampiezza raggiunge il ricevitore per il *pre-processing*, l'amplificazione e la compressione logaritmica^(13, 14). Questo ha per conseguenza un miglioramento della risoluzione laterale e di contrasto dell'immagine. Peraltro, la disponibilità di un elevato numero di *beamformers* e l'uso di amplificatori a basso rumore hanno consentito in questa apparecchiatura di migliorare il *range* dinamico del ricevitore sino a 100-120 dB. Lo sviluppo dell'analisi di fase e ampiezza per la formazione dell'immagine rappresenta effettivamente una soluzione a diversi problemi. In primo luogo, elimina la perdita d'informazioni derivante dal sottocampionamento prima dell'amplificazione. In secondo luogo, elimina in ricezione la distorsione geometrica che deriva dall'acquisizione simultanea del segnale lungo più linee di scansione. L'u-

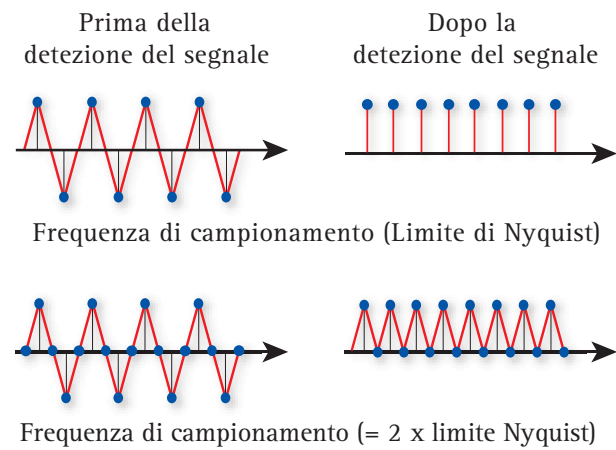


Fig. 28. IMAGING COERENTE. Per evitare un sottocampionamento, il segnale di RF può essere campionato considerando due parametri cioè l'ampiezza e la fase.

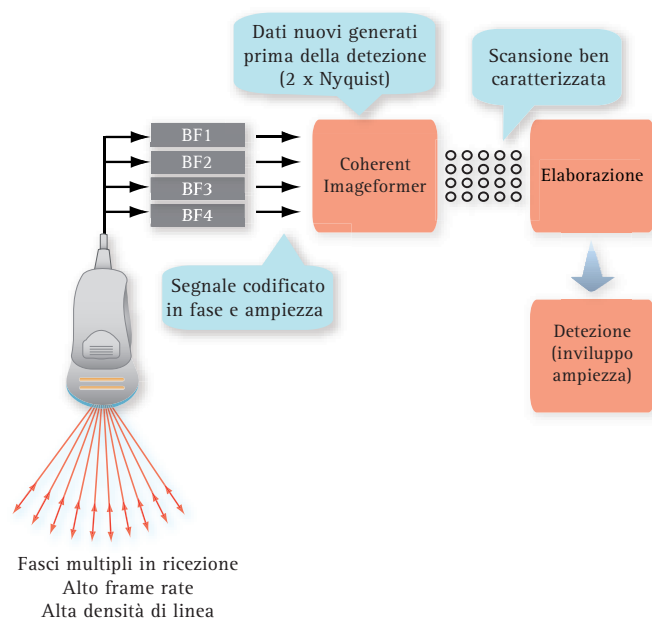
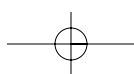


Fig. 29. IMAGING COERENTE. Da un punto di vista tecnologico, nelle apparecchiature che sfruttano questo algoritmo, fra ricevitore e *beamformer* viene interposto un dispositivo (*coherent imageformer*) capace di integrare lo sfasamento dei segnali in funzione del tempo di arrivo e di codificare, oltre che l'ampiezza, anche la fase del segnale. Il risultato è che un segnale più accurato, detto coerente, raggiunge il ricevitore per il *pre-processing*, l'amplificazione e la compressione logaritmica.

so di *beamformers* multipli, infatti, introduce in ricezione una distorsione geometrica a causa della maggiore collimazione del fascio in fase di ricezione rispetto alla fase di trasmissione (**Fig. 30**). L'asimmetria geometrica fa sì che le linee di scansione non siano perfettamente allineate e rettilinee, cioè parallele all'asse di propagazione, ma abbiano un andamento curvilineo. Poiché la memorizzazione dei segnali eco nella matrice di memoria presume che le linee di scansione siano parallele, la distorsione geometrica delle linee di scansione degrada la ri-



soluzione spaziale e la composizione di un'immagine (Fig. 31). Il dispositivo di formazione dell'immagine coerente o *coherent imageformer* corregge la curvatura delle linee di scansione manipolando i dati campione di più linee adiacenti per formare un'unica linea retta (Fig. 32). Infine, fra i vantaggi dell'imaging coerente va ricordato che l'uso di più *beamformers* aumenta il *frame rate* e consente di agire con ergonomia sull'apertura elettronica del campo sonoro senza compromettere la risoluzione dell'immagine⁽¹³⁾.



Fig. 30. IMAGING COERENTE. L'uso di più *beamformers* introduce un artefatto da sottocampionamento causato dalla distorsione geometrica del fascio in ricezione. Questa deriva dal fatto che la collimazione dei fasci in ricezione è maggiore rispetto ai fasci trasmessi, per cui in ricezione i fasci non sono perfettamente allineati.

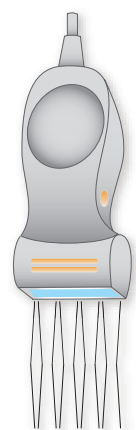


Fig. 31. IMAGING COERENTE. L'asimmetria geometrica fa in modo che la linea di scansione risultante non sia rettilinea e parallela all'asse di propagazione, ma curvilinea.

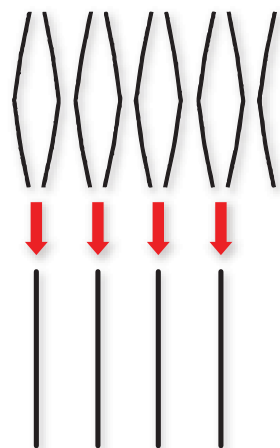


Fig. 32. IMAGING COERENTE. Il dispositivo di formazione dell'immagine coerente corregge la curvatura delle linee di scansione manipolando i dati campione di più linee adiacenti per formare un'unica linea retta.

Imaging digitale con codifica delle sequenze US.

Questo algoritmo, introdotto dalla GE Ultrasound nella serie Logiq con il nome di *Digitally Encoded Ultrasound (DEU)*, prevede l'interposizione fra impulsatore e *beamformer* di un codificatore digitale o *digital encoder* (Fig. 33). La funzione di questo dispositivo è di dare all'impulso base un codice digitale e creare un codice binario di riferimento ad una sequenza di impulsi di uguale ampiezza che vengono inviati lungo ciascuna linea di scansione (Fig. 34)⁽¹⁵⁻¹⁷⁾. In ricezione, prima dell'amplificatore, un decodificatore o *decoder* digitale riconosce il codice del segnale base e tutta la sequenza di impulsi di ritorno che fanno riferimento al codice attribuito a questo segnale. Il risultato è un'amplificazione del segnale reale a scapito del rumore di fondo (*speckle*) con un marcato miglioramento del rapporto segnale/rumore (Fig. 35). È chiaro che la trasmissione di una sequenza di impulsi di durata anche superiore a 20 ms migliora la sensibilità, riduce la rappresentazione del rumore di fondo, ma tende a degradare la risoluzione assiale anche se il segnale viene manipolato matematicamente per comprimere l'impulso. Il risultato pratico è un rallentamento dei processi di acquisizione e dell'ergonomia globale del sistema. Questo algoritmo viene usato nell'imaging B-Mode per rappresentare il debole segnale che proviene dai tessuti più profondi, nell'*imaging B-Flow* per rappresentare il debole segnale che origina dalla componente corpuscolata del sangue, in HI-Mode per rappresentare il segnale in seconda armonica e, infine,

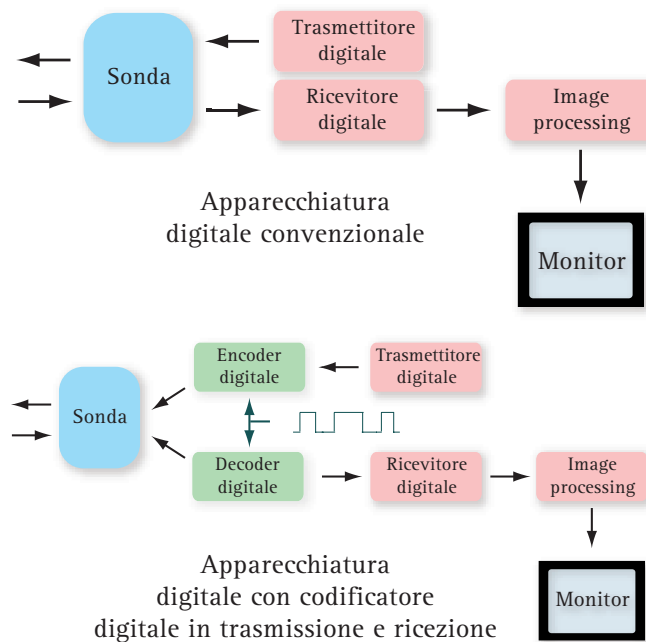


Fig. 33. DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND (DEU). Questo algoritmo, introdotto dalla GE Medical Systems, prevede l'interposizione di un codificatore digitale (*digital encoder*) fra trasmettitore e *beamformer*.

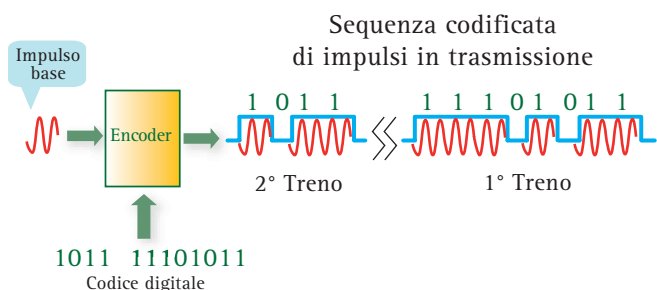
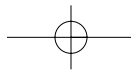


Fig. 34. DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND. La funzione di questo dispositivo è di conferire all'impulso base un codice digitale e di creare un codice numerico di riferimento ad una sequenza di impulsi con ampiezza uguale all'impulso base inviati lungo ciascuna linea del campo sonoro.

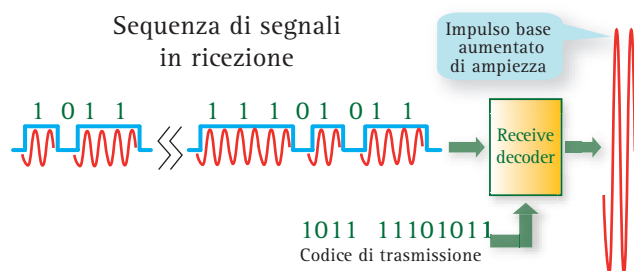


Fig. 35. DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND. Nel ricevitore, prima dell'amplificatore, è inserito un decodificatore digitale (*decoder*) che riconosce il segnale base e ciascun segnale di ritorno in base al codice digitale attribuito al segnale base ed alla sequenza di impulsi. Il risultato sarà un'amplificazione del segnale di ritorno senza aumento significativo del rumore di fondo.

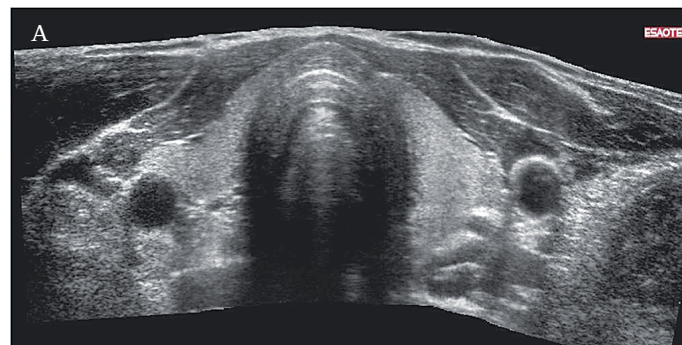


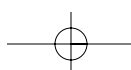
Fig. 36. IMAGING PANORAMICO O EXTENDED FIELD OF VIEW. Un'immagine panoramica può essere creata acquisendo una serie di immagini lungo l'asse trasversale o longitudinale della sonda ed integrando queste immagini con i dati sullo spostamento che vengono forniti da un accelerometro integrato nella struttura della sonda. Scansione panoramica mediocervicale sulla tiroide. (A) Tiroide di volume normale, ben strutturata. (B) Nodulo colloidocistico lobo destro.

in ecocontrastografia per rappresentare il rinforzo endovascolare da MdC.

Imaging panoramico (*temporal averaging*). Si tratta di un algoritmo di acquisizione dell'immagine basato sulla media temporale dei *frames* acquisiti durante il movimento della sonda (*temporal averaging*). Un'immagine panoramica può essere creata acquisendo una serie di immagini lungo l'asse trasversale o longitudinale della sonda ed integrando queste immagini con i dati sullo spostamento. Le informazioni sullo spostamento vengono fornite da un accelerometro integrato nella struttura della sonda. Per acquisire l'immagine panoramica e ricostruirla adeguatamente, in scansione manuale panoramica o *extended field of view* il sistema confronta e correla i singoli *frames* acquisiti nel corso del movimento di scansione, identificando su ciascuno di essi i punti sovrapponibili ed eliminando, viceversa, i segnali spuri^(18,19). Questa tecnica, proposta in commercio per la prima volta da Siemens e ormai disponibile in varie apparecchiature, permette di rappresentare, in B-Mode (Fig. 36) (Fig. 37) o color-Doppler un'immagine allargata e panoramica degli organi e dei loro rapporti anatomici (al pari di una scansione TC). Inoltre, al pari delle tecniche di sommazione spa-

ziale o di frequenza, tende a ridurre la granulosità dell'immagine o *speckle* (Fig. 38).

Imaging spaziale composito (*spatial compounding*). Nell'immagine B-Mode in scala di grigi, il segnale reale si mescola con tutta una serie di artefatti (riverberi, echi spuri, effetto nebbia, *speckle* etc.) che tendono a ridurre la qualità dell'immagine. Per definizione un segnale vero resta tale in qualsiasi angolo di vista, a differenza degli artefatti che spesso per la loro stessa natura tendono a scomparire cambiando angolo di scansione. L'**imaging spaziale composito** (*sono-CT*, ATL-Philips; *Cross-beam*, GE Ultrasound, e-Com, Hithachi-Esaote etc...) è un algoritmo di acquisizione dell'immagine B-Mode. Da un punto di vista tecnico, prevede un'attivazione sequenziale degli elementi piezoelettrici con ritardi di fase tali da generare uno *steering* elettronico del fascio in modo da eseguire una scansione del campo sonoro in ben 9 diversi angoli di vista (Fig. 39)⁽²⁰⁾. Ogni impulso ha un passo angolare di circa $\pm 20^\circ$ rispetto a quello adiacente (Fig. 40). In altri termini, l'immagine del monitor deriva da una media ponderata di ben nove *frames* acquisiti con scansioni oblique parzialmente sovrapposte in nove



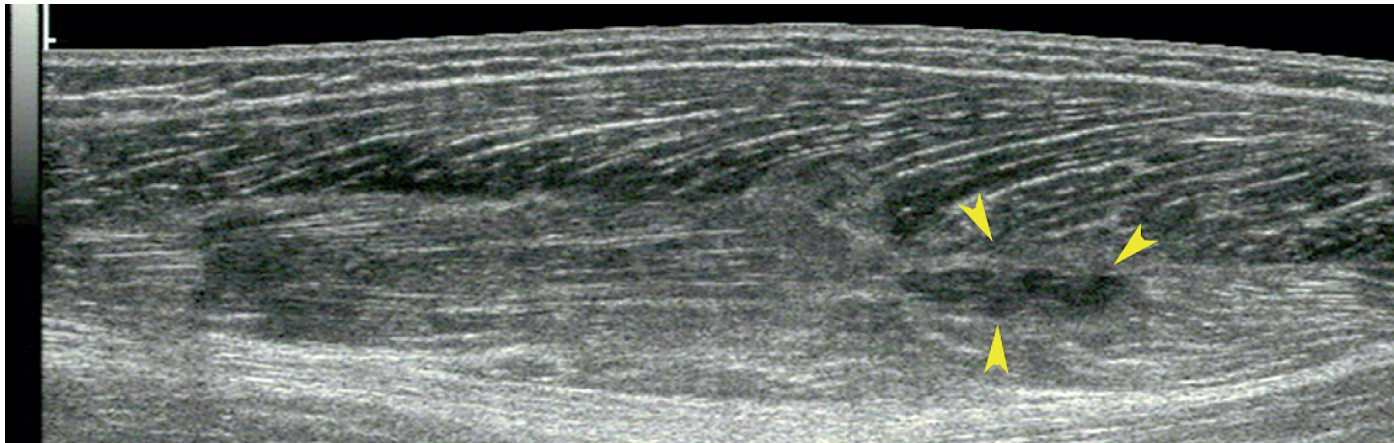
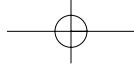


Fig. 37. IMAGING PANORAMICO O *EXTENDED FIELD OF VIEW*. Scansione panoramica lungo il decorso del muscolo retto femorale. Piccolo ematoma intrafasciale, organizzato (testa freccia).

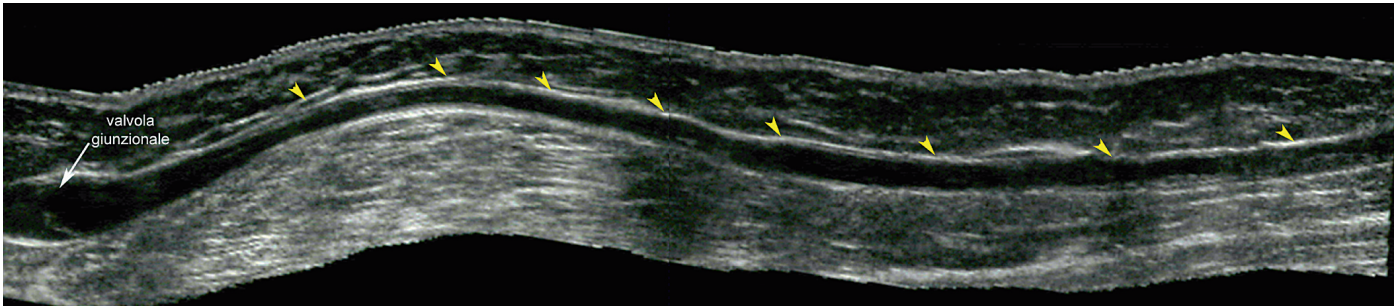


Fig. 38. IMAGING PANORAMICO O *EXTENDED FIELD OF VIEW*. Ricostruzione panoramica della vena grande safena dalla giunzione safenofemorale (valvola giunzionale) al tratto perigonilare.

diversi angoli di vista (**Fig. 41**). Il primo *frame* viene immagazzinato nella memoria in modo convenzionale. Il secondo *frame*, acquisito con un passo angolare diverso, non viene sovrapposto al primo nella matrice di memoria dello *scan converter* come accade nella normale sequenza di costruzione dell'immagine, ma viene a sua volta immagazzinato nella memoria. Tutto questo si ripete rapidamente per ben nove volte con nove diversi angoli di scansione. La sovrapposizione delle immagini in *real time* viene raggiunta, senza modificare il *frame rate*, interpolando linee di vista adiacenti

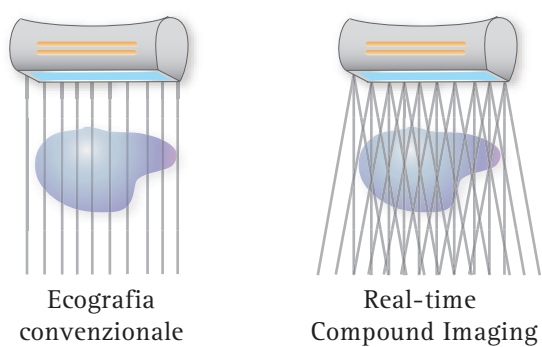


Fig. 39. *SPATIAL COMPOUNDING* O *IMAGIN COMPOSITO SPAZIALE*. Il processo di acquisizione prevede che immagini complanari multiple, ottenute da ben 9 angoli di vista, vengano combinate per rappresentare una singola immagine.

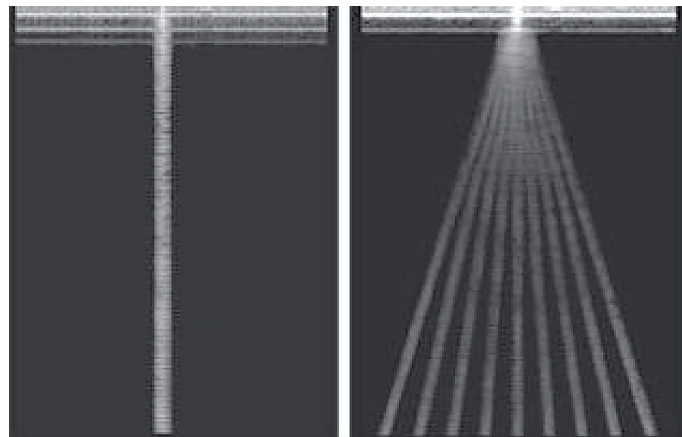


Fig. 40. *SPATIAL COMPOUNDING*. Ogni immagine viene acquisita con un angolo di circa $\pm 20^\circ$ rispetto a quello adiacente.

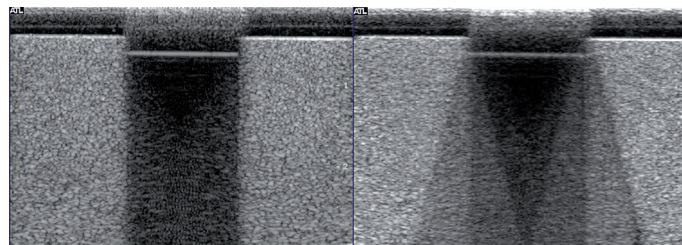
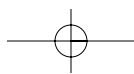
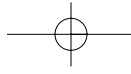


Fig. 41. *SPATIAL COMPOUNDING*. Lo *spatial compounding* migliora sensibilmente la continuità degli echi che originano da interfacce ricurve e riduce gli artefatti da rifrazione del fascio come le ombre acustiche laterali. Il rinforzo da parete distale ed il cono acustico posteriore restano inalterati.





secondo un modello matematico di tipo probabilistico. In altri termini, le informazioni reali presenti in tutti gli angoli di vista vengono rappresentate come media, mentre gli artefatti che non sono presenti in tutti gli angoli di vista non vengono rappresentati. I vantaggi offerti dall'imaging spaziale composito sono diversi. Il più importante fra tutti è la riduzione dello *speckle artifact* per effetto del quale anche tessuti completamente omogenei mostrano un'ecostruttura granulare. La riduzione del rumore "strutturato" e degli echi spuri da riverberazione che hanno un'origine complessa (caratteristiche del trasduttore, profondità di campo, frequenza e direzione del fascio) si traduce in una maggiore penetrazione degli US e nel miglioramento della risoluzione spaziale e di contrasto. Lo *steering* elettronico del fascio aumenta la parte di struttura che viene insonata perpendicolarmente e quindi migliora sensibilmente la rappresentazione e la continuità delle interfacce ricurve.



Fig. 42. SPATIAL COMPOUNDING. Spina dorsale di feto. I vantaggi offerti dall'imaging spaziale composito sono diversi. Il più importante fra tutti è la riduzione dello *speckle artifact*.

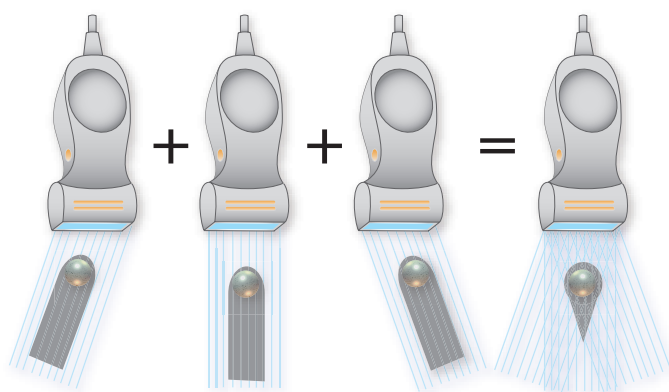


Fig. 43. SPATIAL COMPOUNDING. La sommazione di *frames* successivi attenua il rumore di fondo e la discontinuità dei margini ed offre indubbi vantaggi: maggiore definizione dei margini, aumento della risoluzione di contrasto, maggiore risoluzione delle superfici ricurve, riduzione *speckle* e *clutter*.

Per lo stesso motivo, lo *spatial compounding* riduce gli artefatti inutili da rifrazione come le *ombre acustiche laterali* (Fig. 42), mentre modifica nella forma altri due artefatti utili come il rinforzo posteriore e l'ombra acustica posteriore (Fig. 43). Il diagramma rappresentato nella (Fig. 44) schematizza il processo di acquisizione dell'immagine in *spatial compounding*.

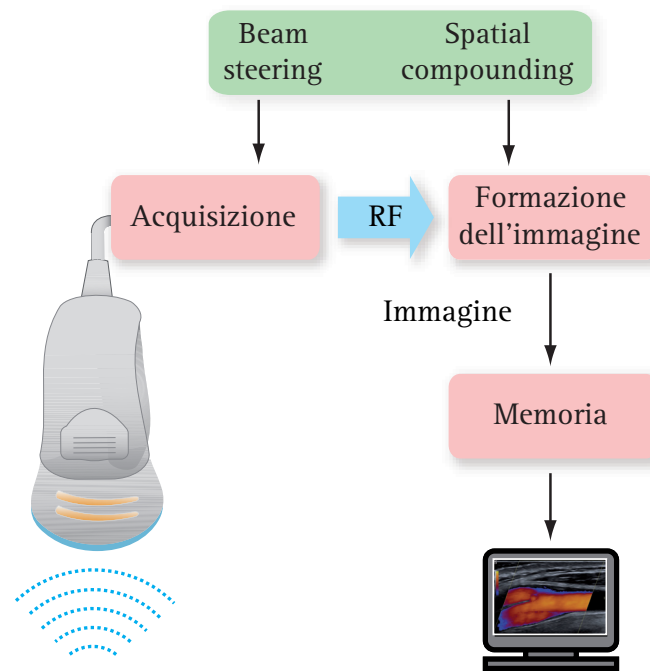
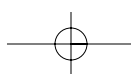


Fig. 44 ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING. Diagramma di sintesi.

Frequency compounding. Gli artefatti da rumore elettronico e lo *speckle* possono essere in parte controllati con la funzione di "frame averaging" o "persistenza". Questo algoritmo somma le informazioni di più *frames*, decorrelati l'uno dall'altro ed acquisiti con diverse frequenze. Nelle apparecchiature più recenti, per ridurre il rumore gli impulsi vengono codificati (digitalizzati) in trasmissione e decodificati in ricezione in modo da raccogliere ed amplificare solo il segnale vero e non il rumore (vedi *Speckle Reduction Imaging*).

Extreme resolution o X-RES o Speckle Reduction Imaging o SRI, Hi-REZ. Negli ultimi anni sono stati proposti diversi metodi di *post-processing* o di *processing* avanzato dell'immagine per ridurre la fine e diffusa granulosità delle immagini B-Mode. Le più conosciute sono legate a brevetto e registrazione del marchio come la X-RES o *Extreme Resolution* (Philips) e la SRI o *Speckle Reduction Imaging* della GE Ultrasound, *Hi-REZ* della Hitachi e sono basate sull'uso di filtri di diffusione. In tutte queste tecniche, l'immagine



acquisita in *spatial compounding* può essere ulteriormente trattata in *post-processing*. La tecnica, introdotta in MRI da Philips e mutuata dalla fotografia, sfrutta un algoritmo che prende il nome di *Extreme Resolution* o X-RES (Fig. 45). Questa tecnica consente di uniformare il livello di grigio di *pixel* adiacenti e con lieve sfumatura d'intensità. Il risultato è un'immagine ecografica più bella e leggibile, più gradevole, ma solo apparentemente più ricca di dati trattandosi, in realtà, non tanto di un'elaborazione del segnale di RF nativo, ma solo del segnale acquisito ed elaborato in *post-processing* (Figg. 46, 47) ⁽¹⁵⁾.



Fig. 45. ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. I van-taggi dell'acquisizione in *spatial compounding* vengono a sommarsi al trattamento in *post-processing*.

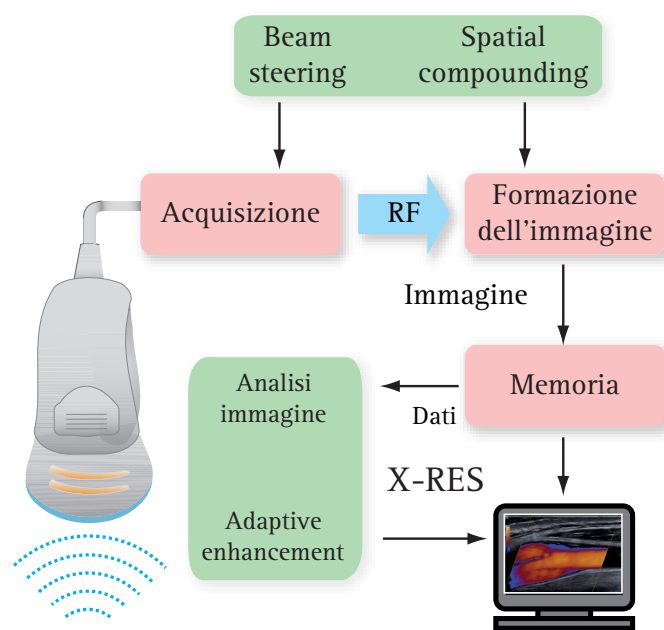


Fig. 46. ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. Dia-gramma di sintesi.



Fig. 47. SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. Nodulo colloidocistico della ti-roide.

Ecografia parametrica e caratterizzazione tessutale

Negli ultimi anni, nel tentativo di ottenere una caratterizzazione più specifica delle strutture tessutali, sono stati sviluppati nuovi algoritmi per l'analisi del segnale RF grezzo. Queste tecniche, dette di *analisi parametrica*, sono state usate inizialmente in ecocardiografia per migliorare la diagnosi dell'infarto e del rigetto e caratterizzare il tessuto cicatriziale di riparazione rispetto al tessuto sano. L'analisi parametrica viene eseguita *off-line* sul segnale di RF nativo, cioè non filtrato, e necessita di software dedicati per analizzare la distribuzione statistica delle ampiezze del segnale eco (istogramma dei livelli di grigio), la distribuzione quantitativa del contrasto (differenze di distribuzione del livello di grigio) o l'omogeneità (estensione del livello di grigio). L'ecografia parametrica è quindi un termine generico ed identifica tutte le raffinate tecniche di analisi del segnale RF che sostituiscono con misurazioni riproducibili la valutazione soggettiva del pattern strutturale e le informazioni video-densitometriche ⁽²¹⁾. Infatti, l'informazione contenuta nel segnale RF è molto più ricca e completa rispetto al segnale video e sebbene raccolta solo in minima parte (l'immagine ecografica sfrutta normalmente meno del 15% delle informazioni contenute nel segnale RF) consente di caratterizzare in modo molto più preciso i dati strutturali dell'immagine.

Le difficoltà pratiche dell'analisi parametrica risiedono essenzialmente nella fase di raccolta e di trasferimento dei dati grezzi verso una stazione di lavoro. Le tecniche attuali di trattamento del segnale permettono di ottenere un'informazione sulla potenza spettrale e di estrarre parametri come il *coefficiente di attenuazione* e

di diffusione che sono indicativi delle condizioni strutturali del tessuto insonato e capaci di differenziare il tessuto muscolare dal tessuto cicatriziale. Negli ultimi anni, sono stati eseguiti con l'ecografia parametrica diversi lavori sulla struttura della placca carotidea che hanno permesso di migliorare sensibilmente la caratterizzazione delle placche ateromatose e di dimostrare una stretta relazione fra struttura, evoluzione biologica della placca ed eventi ischemici cerebrali⁽²²⁾. Un'altra possibile applicazione dell'analisi parametrica riguarda la possibilità di caratterizzare la presenza di microaggregati circolanti nel sangue. In effetti, con il monitoraggio continuo del circolo arterioso e venoso, è possibile rilevare nel sangue circolante dei segnali transitori di alta intensità o HITS (*high intensity transient signals*) caratterizzati da una breve durata (<300 ms) e da una intensità superiore di almeno 3 dB rispetto al segnale di *scattering* basale⁽²²⁻²³⁾. Questi segnali rappresentano lo scorrimento intravascolare di microparticelle di qualsiasi natura: aria, aggregati piastrinici, microaggregati proteici con calcio etc.. Per mettere in evidenza questi segnali con un sistema di rilevamento automatico è stato necessario elaborare algoritmi particolari di acquisizione del segnale. Il più utilizzato e promettente è basato sull'uso di un Doppler pulsato multi-porta che posiziona 2 volumi campione sul medesimo vaso. In futuro, forse, con questi sistemi sarà possibile valutare in un vaso, a due diverse profondità, le variazioni temporali di scorrimento fra due HITS registrati e documentare la migrazione di un embolo⁽²³⁾.

Elastografia

L'**elastosonografia**, introdotta da Hitachi-Esaote, è una tecnica di caratterizzazione tessutale usata in prevalenza per valutare la struttura e le proprietà elastiche della mammella, sebbene la tecnica sia indicata anche per lo studio delle patologie muscolo-scheletriche, della tiroide e della prostata con uso di sonde endocavitari. L'elastogramma rappresenta in scala cromatica le proprietà elasto-meccaniche delle strutture in esame, precisamente rappresenta in rosso i tessuti elastici, in blu i tessuti rigidi ed in verde quelli con caratteristiche intermedie (Fig. 48)⁽²⁴⁾. Uno studio multicentrico Italiano in corso di pubblicazione, basato su oltre 1000 casi controllati, ha proposto recentemente una rielaborazione della classificazione rappresentando nello score tutte le patologie mammarie, incluse le piccole lesioni la cui natura solida o liquida non è di facile differenziazione (Fig. 49).

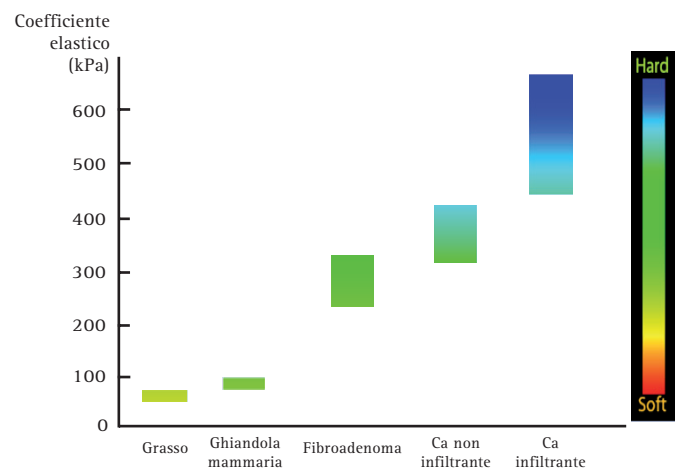


Fig. 48. PROPRIETÀ ELASTO-MECCANICHE DEI TESSUTI MAMMARI. L'elastogramma rappresenta in scala colorimetrica (rosso-verde-blu), le proprietà elasto-meccaniche delle strutture in esame. Le strutture con scarsa consistenza elastica (*hard*) vengono rappresentate in blu, mentre le strutture di consistenza elastica normale (*soft*) in rosso. Tessuti di differente natura hanno proprietà meccaniche molto diverse e quindi, se sollecitati correttamente, rispondono in maniera differente. Nella figura sono riportati i coefficienti elastici delle strutture tessutali normali della mammella e quelli dei tumori benigni e maligni. Modificata da Krouskop TA et al. *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrason Imaging 1998; 20: 260-274.*

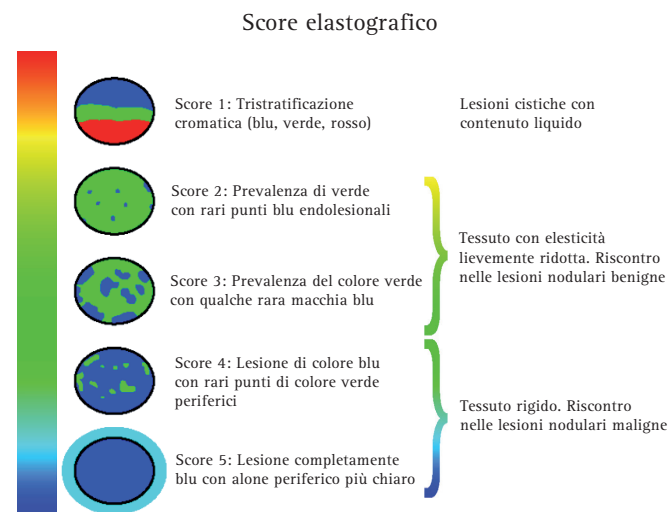


Fig. 49. SCORE ELASTOGRAFICO E PATOLOGIE MAMMARIE. Lo score 1 indica assenza di segnale. E' un artefatto utile come il rinforzo di parete o l'ombra acustica ed in elastografia è tipico delle cisti. Gli score 2 e 3 caratterizzano le patologie benigne con elasticità strutturale intermedia (i fibroadenomi semplici e quelli fibrotici con calcificazioni). Gli score 4 e 5 sono specifici dei carcinomi non infiltranti ed infiltranti. Tratta da: *Opuscolo Elastografia: Studio multicentrico italiano sulla patologia mammaria L. Aiani, S. Baldassarre, A. Bulzacchi et al, 2005.*

L'elasticità strutturale della mammella e dei tessuti viene valutata analizzando le variazioni che il segnale RF subisce durante la compressione perpendicolare diretta ed il successivo rilasciamento (Fig. 50)⁽²⁴⁾. Poiché il modulo elastico del tessuto adiposo, del tessuto fi-

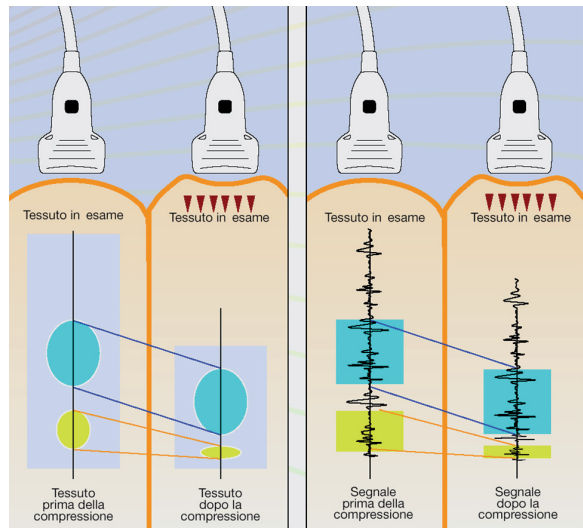


Fig. 50. PRINCIPI BASILARI ELASTOGRAFIA. L'elasticità strutturale della mammella e dei tessuti viene valutata analizzando le variazioni che il segnale RF subisce durante la compressione perpendicolare diretta ed il successivo rilasciamento.

broso o di un nodulo tumorale sono sostanzialmente diversi, la compressione meccanica ortogonale (ecopalpazione) di queste strutture è in grado di evidenziare variazioni di rigidità tali da distinguere e caratterizzare una cisti (Fig. 51), una lesione nodulare benigna (fibroadenoma) (Fig. 52) da una patologia nodulare maligna della mammella (Fig. 53) (25-26). Per ottenere un'analisi corretta delle proprietà elastiche del parenchima e di un nodulo mammario bisogna che durante la scansione la ROI sia centrale e che le dimensioni del box elastografico si estendano all'intero campo sonoro. È preferibile rappresentare l'immagine sul monitor in doppio campo, in B-Mode ed in elastografia, per con-

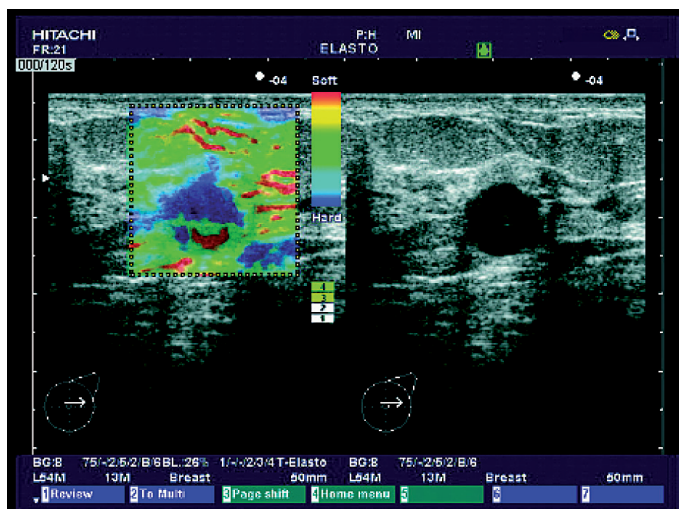


Fig. 51. ELASTOGRAFIA DI CISTI DELLA MAMMELLA. L'elastogramma della cisti (score 1) è caratterizzato da una tristratificazione cromatica artefattuale blu-verde-rossa, legata all'assenza di segnale ma tipica delle cisti con contenuto liquido.

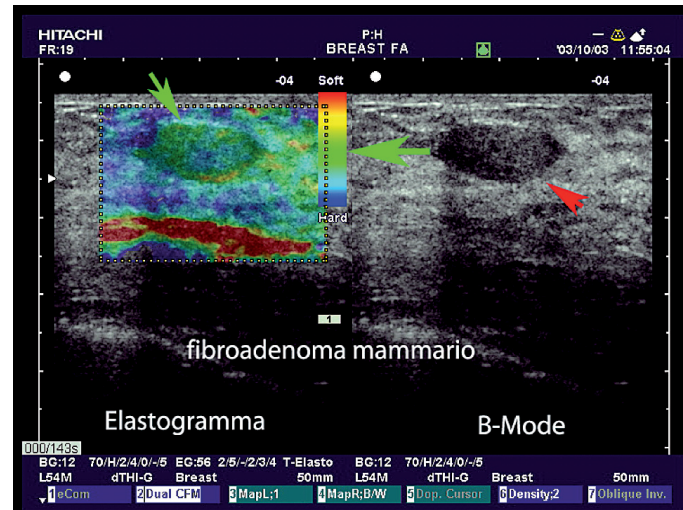


Fig. 52. ELASTOGRAFIA DI FIBROADENOMA DELLA MAMMELLA. La prevalenza del verde con qualche punto di blu rappresenta l'elastogramma di un fibroadenoma semplice, non complicato da calcificazioni, con elasticità intermedia fra tessuto normale e tessuto tumorale.

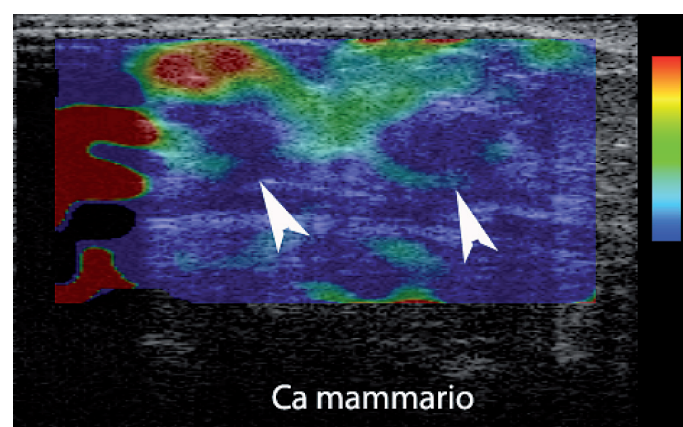
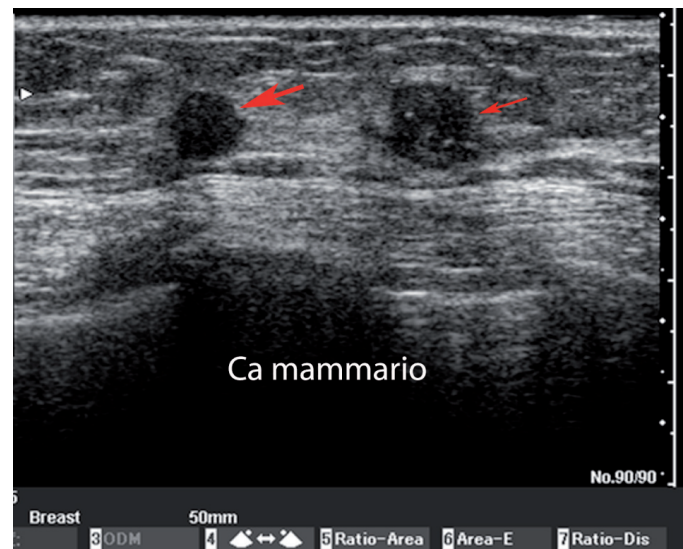


Fig. 53. ELASTOGRAFIA DI CARCINOMA DELLA MAMMELLA. L'immagine B-Mode mostra due formazioni nodulari ipoecogene, di piccolo diametro, senza attenuazione posteriore o calcificazioni contestuali, ma con aspetto strutturale indicativo di nodulo atipico. L'elastogramma mostra una diffusa perdita della normale elasticità tessutale ed un segnale *hard* (mappa blu continua) confermando il sospetto diagnostico.

trollare costantemente la posizione della lesione rispetto al piano di scansione. Durante l'esame l'operatore deve esercitare con il trasduttore piccoli movimenti ritmici di compressione e rilasciamento. La pressione applicata durante la fase di compressione deve essere decisa e costante, ma soprattutto deve essere perpendicolare alla lesione ed al piano toracico. I movimenti laterali sono da evitare perchè introducono artefattualità nell'immagine. La rapidità e l'intensità dei movimenti di compressione e decompressione devono essere modulate in funzione della profondità del nodulo, delle dimensioni della mammella e della consistenza dei tessuti mammari. L'acquisizione elastografica in real-time, nelle due proiezioni ortogonali, non richiede l'uso di trasduttori dedicati, ma solo l'applicazione di adattatori. L'apparecchiatura indica con l'accensione di un led luminoso la correttezza dell'acquisizione.

Imaging tridimensionale statico 3D

Rispetto alle tecniche morfologiche, l'ecografia offre indubbi vantaggi in termini di maneggevolezza, ma ha una minore risoluzione spaziale ed un rapporto segnale/rumore più sfavorevole. Al pari della TC e della MRI, l'ecografia è una tecnica tomografica che consente di ricostruire la volumetria di un organo o delle strutture esplorate con lo scorrimento del trasduttore. In ecografia convenzionale la ricostruzione è un esercizio mentale dell'operatore e pertanto varia in base alle conoscenze anatomiche, alla bravura ed alle capacità individuali: basti in proposito ricordare la variabilità dei referti per notare l'estrema diversità con cui ogni ecografista ricostruisce mentalmente l'anatomia di una lesione espansiva.

L'ecografia tridimensionale statica (3D) rappresenta un volume anatomico di interesse (VOI) nei tre piani dello spazio x,y,z e supera con vantaggi innegabili i limiti dell'ecografia bidimensionale (Fig. 54). L'anatomia e i rapporti diventano più veritieri, la struttura può essere valutata lungo piani di sezione diversi orientati nei tre piani dello spazio, la volumetria può essere calcolata senza ricorrere a modelli geometrici e, vantaggio non trascurabile in ecocardiografia, diventa possibile calcolare alcuni parametri di motilità in base al movimento del cuore.

La possibilità di costruire con schede grafiche e software 3D un'immagine tridimensionale a partire da una sequenza di immagini bidimensionali ha spinto quasi tutte le aziende costruttrici verso questa nuova frontiera tecnologica. In linea di principio, un volume

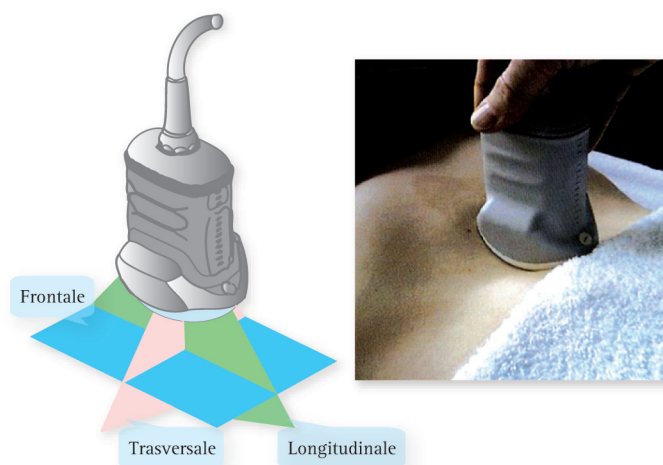


Fig. 54. ECOGRAFIA 3D. L'ecografia tridimensionale statica (3D) rappresenta un volume anatomico di interesse (VOI) nei tre piani dello spazio x,y,z e supera con vantaggi innegabili i limiti dell'ecografia bidimensionale.

anatomico può essere facilmente ricostruito da una serie di sezioni o scansioni bidimensionali, non solo con la TC e la MRI ma anche con l'ecografia. Anzi, l'ecografia è avvantaggiata rispetto alle tecniche tomografiche. Queste, infatti, possono acquisire solo dati con frequenza piuttosto bassa e con sezioni parallele. L'ecografia, invece, ha la possibilità di acquisire un gran numero di scansioni con una frequenza molto elevata (sino a 30-60 immagini al secondo) e secondo piani non necessariamente paralleli, ma anche obliqui o variamente angolati. In ecocardiografia, l'acquisizione volumetrica viene anche sincronizzata con il tracciato elettrocardiografico e la registrazione del ritmo respiratorio per cui la ricostruzione 3D offre anche informazioni morfologiche in funzione del movimento.

I problemi che rendono complessa l'ecografia 3D sono gli stessi dell'imaging bidimensionale, ossia l'elevato rapporto segnale/rumore, la distorsione geometrica e gli artefatti da rifrazione. Quali siano le soluzioni tecniche adottate dalle singole aziende costruttrici, la tecnica di acquisizione del volume statico e la ricostruzione dell'immagine 3D prevedono una sequenza invariabile di procedure, ossia:

- *l'acquisizione del volume di interesse con una sequenza di immagini bidimensionali.* In questa fase le difficoltà da superare, da un punto di vista tecnico, sono la necessità di definire il momento della scansione sui tre piani dello spazio x,y,z , la velocità di acquisizione e il riconoscimento degli artefatti da movimento.
- *La ricostruzione dell'immagine tridimensionale a partire dalle immagini bidimensionali.* I dati acquisiti con la sequenza bidimensionale vengono

rappresentati su una griglia cartesiana tridimensionale suddivisa in tante piccole unità di volume elementare o *voxel*, a forma di cubo o parallelepipedo e la cui posizione nello spazio viene identificata in base alle coordinate cartesiane x, y, z . Ad ogni voxel viene associato un dato numerico proporzionale al campo scalare o al campo vettoriale che identifica il voxel (Fig. 55).

- L'estrazione dei dati e la rappresentazione dell'immagine *off line*. Le modalità di rappresentazione più utilizzate sono il *multiplanar slicing*, il *surface rendering* ed il *volume rendering*.

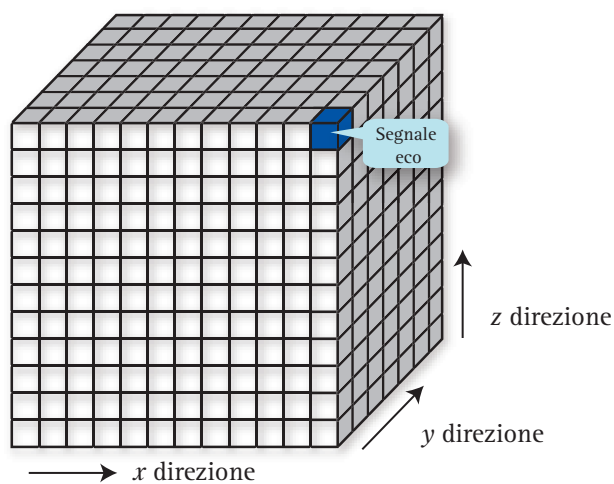


Fig. 55. ECOGRAFIA 3D. I dati acquisiti con una sequenza bidimensionale vengono rappresentati su una griglia cartesiana tridimensionale suddivisa in tante piccole unità di volume elementare o *voxel*, a forma di cubo o parallelepipedo e la cui posizione nello spazio viene identificata in base alle coordinate cartesiane x, y, z . Ad ogni voxel viene associato un dato numerico proporzionale al campo scalare o al campo vettoriale che identifica il voxel.

ACQUISIZIONE DEI DATI

L'acquisizione dei dati nell'imaging 3D deve essere molto accurata. In particolare, per evitare le distorsioni geometriche in fase di ricostruzione dell'immagine, bisogna che il sistema conosca con estrema precisione e in ogni momento la posizione del trasduttore e l'angolo del piano di scansione rispetto all'asse x, y, z . Nelle applicazioni cardiologiche, l'acquisizione deve essere eseguita in tempi molto brevi e in modo sincrono con l'ECG e il respiro per evitare gli artefatti da movimento.

Le soluzioni adottate per l'acquisizione del volume statico sono di vario tipo:

1. la meno dispendiosa in termini economici e la meno precisa in senso assoluto prevede l'acquisizione delle immagini con una *scansione a mano libera senza localizzatore spaziale*.
2. Una scelta tecnica ormai adottata da diverse

aziende prevede l'acquisizione del volume statico con una *scansione a mano libera e l'uso di un dispositivo di orientamento* (acustico, meccanico con braccio articolato, o elettromagnetico) per fornire in ogni momento al sistema la posizione e l'orientamento del trasduttore nei tre piani dello spazio.

3. Un'altra possibilità, adottata da diverse aziende, prevede l'*acquisizione dinamica* del volume con una sonda a matrice 1.5D dedicata, progettata per acquisire un volume con deflessioni meccaniche sino a 80° . Il movimento di scansione può essere *lineare, a ventaglio o rotatorio (end-fire o side-fire)* e viene comandato da un motorino interno o esterno al trasduttore mentre questi viene mantenuto fermo sulla regione anatomica di interesse.
4. La soluzione tecnica del prossimo futuro, molto dispendiosa e tecnicamente raffinata, è l'*imaging 3D in real-time con l'uso di sonde a matrice 2D*^(7,8,27).

Nell'*acquisizione manuale* le immagini bidimensionali sono ottenute a mano libera con un movimento di trascinamento lento e regolare della sonda lineare o endocavitaria. La stazione di lavoro ricostruisce *off-line* il volume senza informazioni precise sul movimento e la posizione della sonda, per cui non sono possibili misurazioni lungo la terza dimensione. Per questo motivo l'acquisizione manuale è stata progressivamente integrata con dispositivi di orientamento spaziale capaci di fornire in ogni momento al sistema la posizione del trasduttore e l'angolo di scansione. Rispetto alla tecnica di acquisizione a mano libera senza localizzatore, l'immagine 3D acquisita con questi dispositivi di orientamento consente misurazioni nei tre piani dello spazio.

I dispositivi di orientamento integrati nelle apparecchiature 3D dalle aziende costruttrici sono diversi. Il più diffuso in senso assoluto è il *dispositivo acustico* che prevede l'uso di tre trasmettitori acustici solidali con la sonda e di tre microfoni fissi disposti nell'ambiente in modo da coprire i tre piani dello spazio. Gli impulsi generati dai trasmettitori durante la scansione a mano libera vengono raccolti dai microfoni fissi e forniscono continuamente al sistema le coordinate del movimento. Poiché la velocità di trasmissione del suono è nota e la posizione dei microfoni è fissa, questo dispositivo è in grado di fornire con buona precisione informazioni sul movimento, sulla posizione e l'angolo di scansione della sonda. Eventuali errori derivano o da una erronea calibrazione del sistema o da una errata disposizione dei microfoni o, infine, da variazioni di umidità e temperatura ambientali che variano la velocità del suono.

L'acquisizione manuale su braccio articolato prevede che il trasduttore sia montato su un pantografo dotato di diversi snodi che consentono di muovere la sonda liberamente senza ostacoli. A livello degli snodi sono inseriti dei potenziometri che misurano e registrano ogni variazione angolare e ogni movimento grazie ad un ripartitore di tensione. Questo sistema fornisce con estrema precisione le coordinate spaziali del movimento e della posizione angolare della sonda, ma è ingombrante e poco maneggevole.

Il sistema più preciso e più costoso per localizzare i movimenti della sonda prevede l'uso di un *tracking magnetico* a sei gradi di libertà. Il campo magnetico nel quale si muove la sonda è generato da un trasmettitore posto vicino al paziente. Un piccolo ricevitore costituito da tre minuscole bobine ortogonali è accoppiato al trasduttore e permette di stabilire la reale posizione della sonda nello spazio (Fig. 56). Con il *tracking magnetico* l'operatore non è obbligato ad un movimento di scansione ben definito e può muovere liberamente il

trasduttore. La stazione di lavoro riceve in tempo reale le coordinate e ricostruisce il volume in modo coerente con il movimento della sonda nello spazio.

Un'altra soluzione tecnica adottata da diverse aziende prevede l'uso di *sonde a matrice 1.5D dedicate e progettate per eseguire deflessioni meccaniche sino a 80°* (Fig. 57). Durante l'acquisizione volumetrica, la filiera esegue un movimento meccanico di deflessione con un'apertura angolare variabile. Più ristretto è l'angolo di deflessione, minore è il volume acquisito mentre la frequenza delle sezioni diventa più elevata. La tecnica di acquisizione prevede una scansione iniziale in B-Mode per definire i rapporti anatomici, i punti di repere e l'area di interesse. Definita la ROI, viene attivata l'acquisizione volumetrica mentre la sonda viene mantenuta saldamente ferma nella sua posizione, evitando movimenti della mano e del paziente. Le deflessioni meccaniche vengono eseguite automaticamente con l'attivazione di un piccolo motorino interno o esterno al trasduttore



Fig. 56. DISPOSITIVO DI ORIENTAMENTO SPAZIALE ELETTROMAGNETICO. Trasmettitore di RF. Questo dispositivo viene posto vicino al paziente (A). Il ricevitore costituito da tre minuscole bobine ortogonali è accoppiato al trasduttore e permette di stabilire la reale posizione della sonda nello spazio (B).

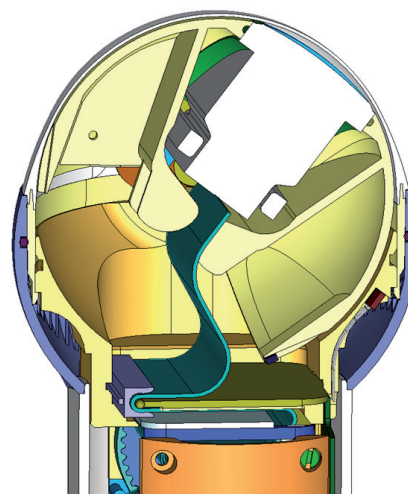
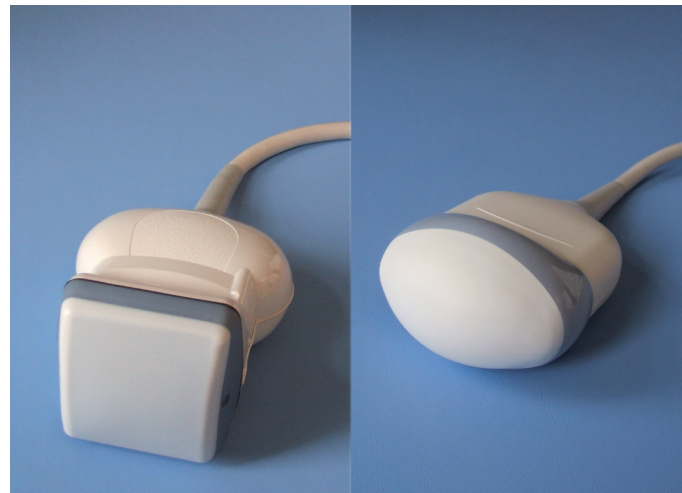


Fig. 57. SONDE DEDICATE A MATRICE 1.5D PER ECOGRAFIA 3D.

(Fig. 58). Lo spessore dei piani di sezione può variare da 1 a 10 mm regolando la gamma dinamica ed i livelli di guadagno. L'imaging statico volumetrico esalta il contrasto tra lesione e tessuti circostanti e definisce con maggior accuratezza i margini della lesione.

In commercio sono disponibili trasduttori in grado di eseguire *scansioni lineari*, *scansioni a ventaglio* e *scansioni in senso rotatorio* tipo *end-fire* o *side-fire*. Nella *scansione lineare* il movimento di acquisizione è perpendicolare o lievemente obliquo rispetto alla superficie del volume da acquisire e la frequenza delle immagini varia in base alla risoluzione che si desidera ottenere (Fig. 59). Le sezioni sono parallele e a distanza predefinita, per cui la ricostruzione 3D è molto veloce, efficace e di buona qualità. Questo tipo di acquisizione viene usata con successo nelle applicazioni vascolari e nello studio degli organi superficiali in associazione con il color power Doppler (tiroide, paratiroidi, testicoli).

La *scansione a ventaglio* prevede che il trasduttore esegua una sequenza di scansioni inclinate lungo

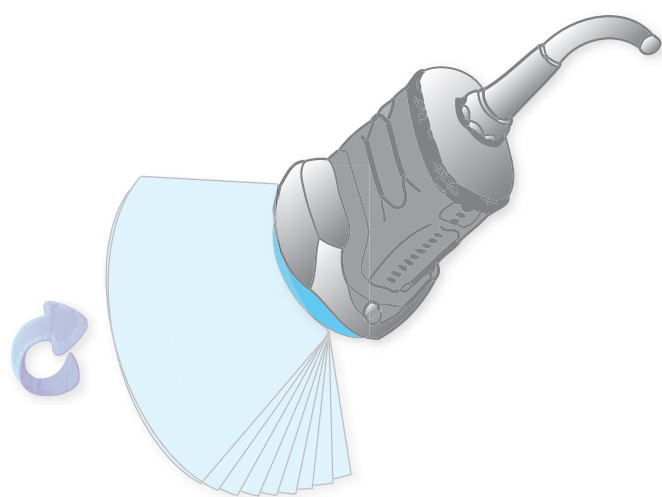


Fig. 58. ECOGRAFIA 3D. Le deflessioni meccaniche vengono eseguite automaticamente con l'attivazione di un piccolo motorino interno o esterno al trasduttore.

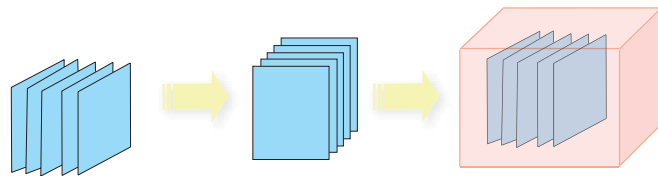


Fig. 59. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione con scansione meccanica lineare. Nella *scansione lineare* il movimento di acquisizione è perpendicolare o lievemente obliquo rispetto alla superficie del volume da acquisire e la frequenza delle immagini varia in base alla risoluzione che si desidera ottenere.

l'asse maggiore del trasduttore (Fig. 60). Anche in questo caso, il movimento viene attivato con il trasduttore immobile sul volume da acquisire. Ogni scansione prevede un numero prestabilito di piani di sezione, ciascuno dei quali è inclinato con una distanza angolare nota. Poiché il passo angolare è fisso, a mano a mano che aumenta la profondità del campo la risoluzione tende a degradare. In prossimità del trasduttore le distanze di campionamento sono piccole e la risoluzione laterale è elevata, più a distanza, il passo angolare fra sezione e sezione aumenta e la ricostruzione tridimensionale diventa qualitativamente scadente e ricca di artefatti perché si riduce la risoluzione laterale. Per questo motivo, per contenere la caduta della risoluzione bisogna scegliere una focalizzazione ed un passo angolare appropriati.

Nell'acquisizione *end-fire* delle sonde *encocavitarie* (Fig. 61) il volume statico ha una geometria conica. Anche in questo caso, la distanza fra le singole sezioni aumenta a mano a mano che ci si allontana dal fulcro di rotazione, per cui nella parte più lontana del volume acquisito si riduce sia la risoluzione assiale che laterale. La scansione *end-fire* è gravata da numerosi artefatti in quanto tutti i piani di sezione intersecano l'asse centrale di rotazione. Pertanto, è sufficiente un piccolo movimento del paziente o del-

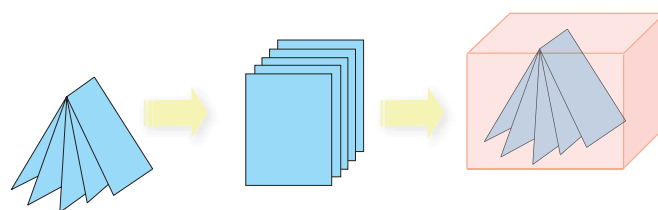


Fig. 60. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione con scansione meccanica a ventaglio. Il trasduttore esegue una sequenza di scansioni inclinate lungo l'asse maggiore del trasduttore.

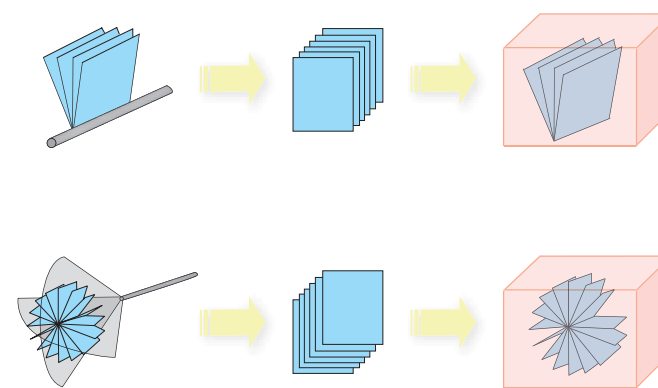
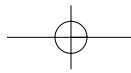


Fig. 61. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione endocavitaria con scansione meccanica rotatoria *side fire* ed *end fire*.



la sonda per generare grosse artefattualità in fase di ricostruzione. Nelle sonde endocavitarie *side-fire*, l'asse di rotazione corrisponde all'asse lungo della sonda. Attualmente sono disponibili in commercio anche sonde *side-fire* in grado di eseguire un movimento rotazionale di 360° (Fig. 62).

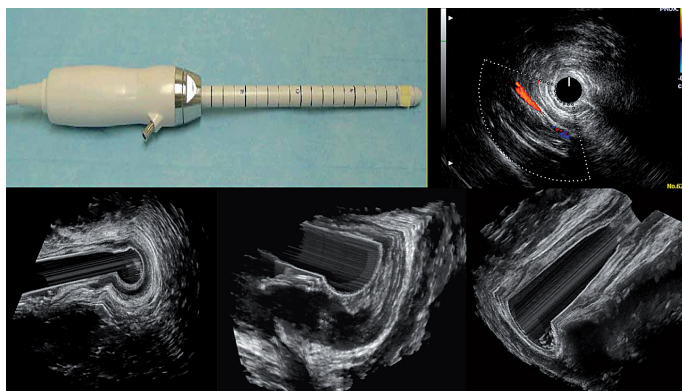


Fig. 62. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione endocavitaria con scansione rotatoria a 360°.

RICOSTRUZIONE DELL'IMMAGINE 3D

Il metodo più usato per acquisire l'immagine volumetrica 3D a partire dalla sequenza 2D è la proiezione dei dati su una griglia tridimensionale cartesiana dove l'elemento unitario di volume, il voxel, è un cubo o un parallelepipedo di grandezza variabile con una sua lunghezza, larghezza e spessore (variabile fra 2-4 e 6-10 mm). Ciascun pixel della sequenza 2D viene allocato in un specifico voxel le cui coordinate nello spazio rispetto agli assi x, y, z , vengono calcolate a partire dal movimento angolare della sonda e dalla sua posizione. Se un voxel non viene attraversato da un piano di scansione e resta vuoto, viene riempito con un valore numerico (livello di grigi) calcolato per interpolazione dalla media dei valori di ecointensità dei voxel più vicini, in modo non dissimile da quello che avviene in ecografia bidimensionale.

La serie di dati che vengono acquisiti per ciascuna immagine 2D viene memorizzata, per cui selezionando un determinato piano di scansione nel volume statico 3D questi dati vengono riprodotti con una sezione 2D. Se in acquisizione la distanza fra due piani successivi è superiore alla metà dello spessore elevazionale del fascio, la risoluzione spaziale degrada significativamente e le immagini anatomiche possono essere mal interpretate. Per campionare e memorizzare la serie di dati (*data set*) riferibili ad un volume statico vengono generati dei file di memoria molto grandi. Ad esempio una scansione 3D del fegato richiede 16 MB, mentre un'immagine 3D del cuore in movimento durante il ciclo car-

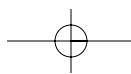
diaco può richiedere sino a 512 MB. L'acquisizione 3D con altre modalità di immagine, come il power Doppler, richiedono file di memoria ancora più estesi.

Quando i dati ecografici sono stati acquisiti, filtrati e classificati, si procede alla loro ricostruzione e visualizzazione in 3D. Tutti i programmi grafici in grado di estrarre dal *data set* l'immagine in 3D si basano su tre diverse tecniche:

- L'estrazione di *isosuperfici* che usa poligoni o superfici curve come rappresentazione intermedia della superficie di interesse;
- la *classificazione binaria dei voxel* che si basa sulla suddivisione del volume in cubi opachi o trasparenti, oppure di poligoni che definiscono le facce dei cubi;
- *Direct Volume Rendering* che modella, invece, l'apparenza di una gelatina semi-trasparente, usando le leggi dell'ottica per simulare l'andamento dei raggi di luce all'interno del volume.

L'analisi accurata delle tecniche per la visualizzazione di dati volumetrici va molto al di là degli obiettivi di questo paragrafo, per cui ci limiteremo a sintetizzare le tecniche più interessanti in ambito medico.

Ricostruzione per estrazione di isosuperfici. La *ricostruzione per estrazione di isosuperfici* considera solamente i dati concernenti la superficie del bersaglio ignorandone la struttura, per cui una volta definito il profilo di interesse per ogni sezione i dati residui possono essere eliminati. Il bersaglio può quindi essere rappresentato come una sequenza di curve approssimanti (dette *spline*) impilate nello spazio e connesse da un mosaico di poligoni (usualmente triangoli) che congiungono isole di piani presi a due a due in maniera tale da formare una superficie convessa. Un'evoluzione importante si è avuta con l'introduzione della tecnica nota come *marching cubes* che consiste nel traversare il *dataset* non come insieme di fette ma come insieme di cubi elementari, per poi individuare, all'interno di ciascun cubo, la porzione dell'*isosuperficie* desiderata che lo attraversa (se esiste). Questa tecnica risolve molte delle ambiguità insite nel metodo precedente ed è quella oggi più diffusamente impiegata nella ricostruzione di isosuperfici. Il vantaggio principale di questo tipo di tecniche è rappresentato dalla possibilità di sfruttare totalmente le risorse *hardware* delle *workstation* grafiche, che sono progettate per visualizzare in maniera efficiente le primitive geometriche quali punti, linee, poligoni, etc (Fig. 63). Si pensi, ad esempio, che le capacità attuali di una *workstation* grafica raggiungono all'incirca un milione di poligoni *flat sha-*



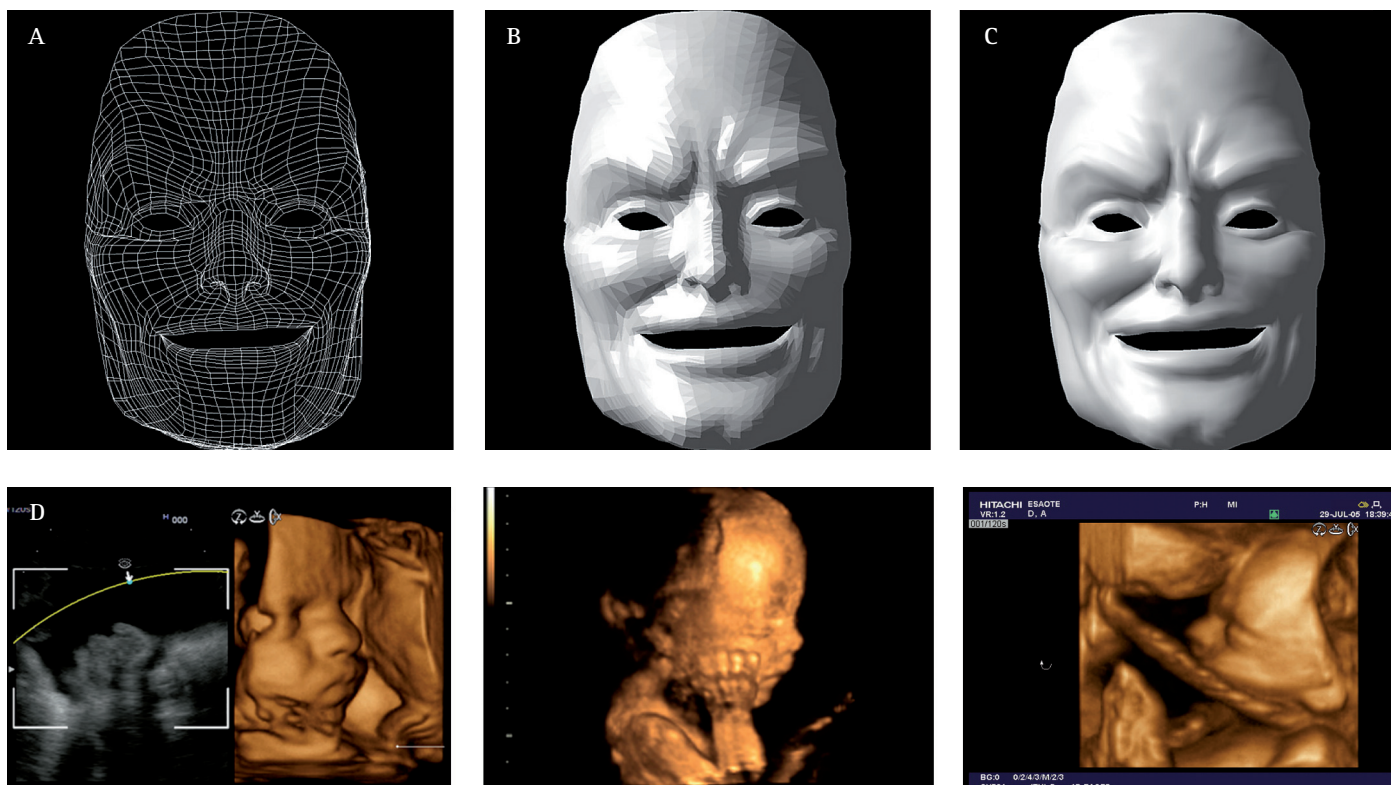


Fig. 63. ECOGRAFIA 3D. RICOSTRUZIONE PER ESTRAZIONE DI ISOSUPERFICI. La tecnica considera solo i dati che riguardano la superficie del bersaglio ignorando la struttura. Il bersaglio può quindi essere rappresentato come una sequenza di curve approssimanti (dette *spline*) impilate nello spazio e connesse da un mosaico di poligoni (usualmente triangoli) che congiungono isolinee di piani presi a due a due in maniera tale da formare una superficie connessa. Ricostruzione di mascherone con sequenza *mesh-wire* (A), *mesh-smooth* (B), *mesh-flat* (C). In (D) Immagine tridimensionale in *surface rendering* di una testa di feto (Cortesia Hitachi-Esaote ultrasound).

ded e centomila poligoni *Gouraud shaded* al secondo. Inoltre, la ricostruzione per isosuperfici per volumi di dati di dimensione medio-grande, permette un'interazione molto elevata con il modello geometrico. Naturalmente questa tecnica risente della necessità di dover interpolare dati da un grigliato discreto, per cui può talvolta risultare inefficiente in presenza di un *dataset* con un alto livello di rumore o con dati incompleti per un campionamento non adeguato. L'illusione di tridimensionalità viene creata evidenziando il limite tridimensionale della struttura (*contouring*) e inserendo alcune sorgenti luminose fittizie. Quest'ultima metodica, denominata *shading*, ombreggiatura, origina dalla considerazione secondo cui nei meccanismi naturali della visione, un oggetto per essere visibile deve essere adeguatamente illuminato; vi saranno parti dell'oggetto che risulteranno nascoste, perché non riflettenti, e parti meno evidenti, perché poco riflettenti.

Classificazione binaria dei voxel. L'estrazione dei dati per *classificazione binaria dei voxel* (tecnica nota con il nome di *cuberille*) consiste nella classificazione in codice binario del *dataset*, ovvero nella digitalizzazione dei voxel pieni, cioè che contengono una informazione

reale del volume acquisito e quelli vuoti privi di informazioni reali. La tecnica *cuberille* vera e propria genera un insieme di cubi opachi (delle dimensioni del voxel) per ognuno dei voxel classificato pieno. Tali cubetti vengono poi resi dal più distante al più vicino all'osservatore in maniera da eliminare automaticamente le superfici nascoste. Un'evoluzione della tecnica conosciuta come *ray casting*, che permette un notevole aumento della velocità di esecuzione, parte dal principio di lanciare un raggio di luce fittizia dal pixel alla scena; i voxel coinvolti nelle determinazioni del pixel saranno quelli intercettati dal raggio. In questo caso si può anche ottenere un miglioramento della qualità della scena finale analizzando in ogni voxel il gradiente del campo. Pur essendo relativamente facili da implementare, queste tecniche risentono, come nel caso di estrazione di iso-superfici, della difficoltà di campionare esattamente in maniera binaria il dataset volumetrico.

Volume Rendering. Il termine *Direct Volume Rendering* individua una serie di metodi usati per visualizzare in modo diretto campi scalari tridimensionali. Da un punto di vista generale, queste tecniche generano le immagini definitive associando a ciascun voxel un *colore* ed una

opacità parziale e miscelando successivamente sullo stesso pixel del piano immagine (*blending*) i vari contributi di colore e opacità resi dai voxel. Il modello fisico su cui si basano le tecniche *Direct Volume Rendering* è quello di una gelatina colorata semi-trasparente che mantiene in sospensione delle particelle riflettive allineate in modo tale da dare l'apparenza delle superfici racchiuse (Fig. 64). Una delle prime tecniche proposte consisteva nella stima della frazione di occupazione di ciascun voxel. Da queste informazioni diventava possibile calcolare un colore ed una opacità parziale per ciascun voxel, trasformando geometricamente ciascuna sezione di valori dallo spazio oggetto allo spazio immagine. Il colore veniva proiettato sul piano immagine e miscelato con quelli derivati dalle precedenti sezioni. Sono state proposte anche nuove tecniche accomunate dal fatto che tutte eseguono la miscelazione dei colori utilizzando il calcolo algebrico per la composizione delle immagini. Il *Semi-Transparent Volume Rendering* offre il vantaggio, rispetto alle tecniche *Surface-Based* e *Binary Voxel*, di non imporre una codificazione binaria dei dati; questo permette di visualizzare caratteristiche piccole o non molto definite. Il principale problema di queste tecniche è invece l'alto costo computazionale che le rende al momento poco praticabili per la visualizzazione interattiva.

La fase finale del processo di trattamento dei dati consiste nella loro effettiva presentazione all'utente. Per far questo si deve tener presente di quali siano le risorse che l'utente ha a disposizione per "vedere" i dati. Se possiede solo una workstation con limitate risorse di hardware grafico probabilmente si limiterà a visualizzare immagini bidimensionali istantanee di una scena tridimensionale. Se è dotato di risorse grafiche più potenti potrà cercare di avere una sessione interattiva con il

modello tridimensionale, generato da un programma di estrazione di iso-superfici, che gli permetta di cambiare il punto di vista, le dimensioni dell'oggetto ed eventualmente eseguire delle operazioni di selezione, tagliando e modificando l'apparenza. Se invece non ha a disposizione hardware grafico potente, ma comunque risorse di calcolo adeguate (magari collegandosi in rete con supercalcolatori remoti), sarà più facile ottenere dei buoni risultati usando delle tecniche di visualizzazione diretta. Risultati ancora più significativi si possono avere se il sistema è dotato di dispositivi specializzati, come ad esempio di occhiali a cristalli liquidi che permettono la visione stereoscopica della scena tridimensionale. Ancor più sofisticati possono essere dei dispositivi (come il *Head Mounted Display* o il *BOOM* usati in aeronautica militare) che permettono di "immergersi" nei dati ottenendo l'effetto noto come "realtà virtuale".

RAPPRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE 3D

Il volume di interesse in ecografia 3D può essere paragonato ad un oggetto contenuto nella mano e che può essere ruotato ed esaminato secondo i tre piani dello spazio x,y,z: da sinistra a destra, da destra verso sinistra sul piano trasversale e longitudinale, avanti ed indietro sul piano direzionale o coronale. È possibile anche una valutazione per trasparenza di piani interni di intersezione fra gli assi x,y,z. Sul volume acquisito è possibile ottenere tutta una serie di informazioni sulla base di algoritmi dedicati.

Calcolo del volume. Il calcolo del volume poggia sul principio di combinazione delle informazioni geometriche con i dati volumetrici della lesione. Nel caso in cui

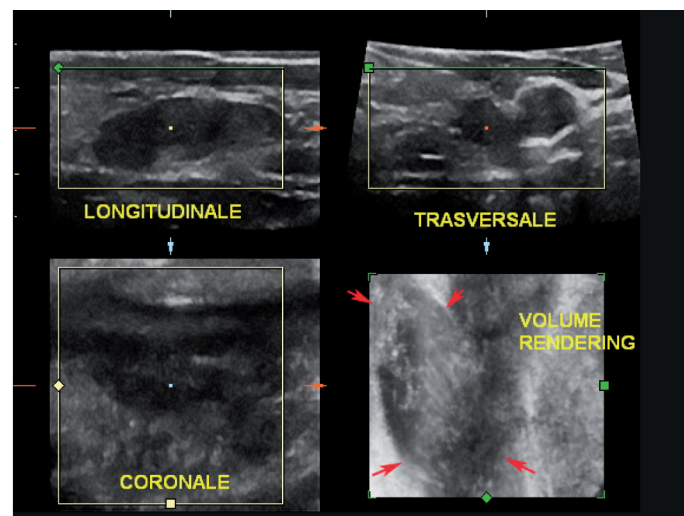
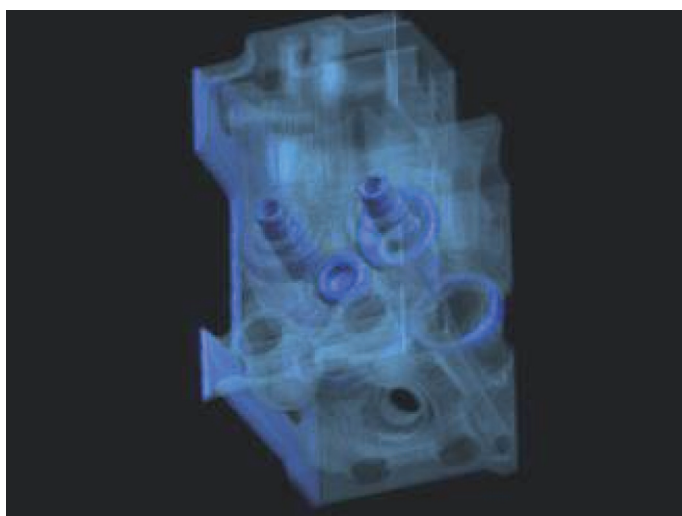


Fig. 64. RICOSTRUZIONE *DIRECT VOLUME RENDERING*. La ricostruzione parte da una gelatina colorata semi-trasparente che mantiene in sospensione delle particelle riflettive allineate in modo tale da dare l'apparenza delle superfici racchiuse (A). Ricostruzione in *volume rendering* di paratiroide con iperplasia nodulare (B).

la lesione sia circoscritta con contorni ben evidenti, è possibile calcolare manualmente o automaticamente il volume di una lesione con la rotazione di un piano di immagine lungo un asse fisso. La definizione della superficie/contorni prevede un numero di misurazioni variabili. Il volume viene rappresentato come un solido con superficie colorata (Fig. 65).

Tomographic Ultrasound Imaging. Il volume acquisito può essere rappresentato con scansioni tomografiche di vario spessore (*Tomographic Ultrasound Imaging -TUI*). L'imaging tomografico ad US mostra le informazioni dei dati tridimensionali in formato bidimensionale sul video o su carta in modo non dissimile dalla TC e MRI (Fig. 66). TUI fornisce informazioni diagnostiche

sull'estensione tridimensionale di una lesione e può essere seguita in tutti e tre i piani della lesione.

Multi-planar slicing. È una tecnica che consente di valutare per trasparenza un piano interno di intersezione fra gli assi x,y,z. Questa tecnica può essere molto utile perché consente la selezione dei piani che non si possono ottenere con le convenzionali indagini ecografiche 2D che sono di semplice interpretazione (Fig. 67). Le operazioni di estrazione e di interpolazione implicano calcoli per la regolarizzazione delle caratteristiche dei voxel. Nonostante la facilità di implementazione e la velocità di visualizzazione, questo metodo non è in grado di offrire una percezione complessiva della tridimensionalità.

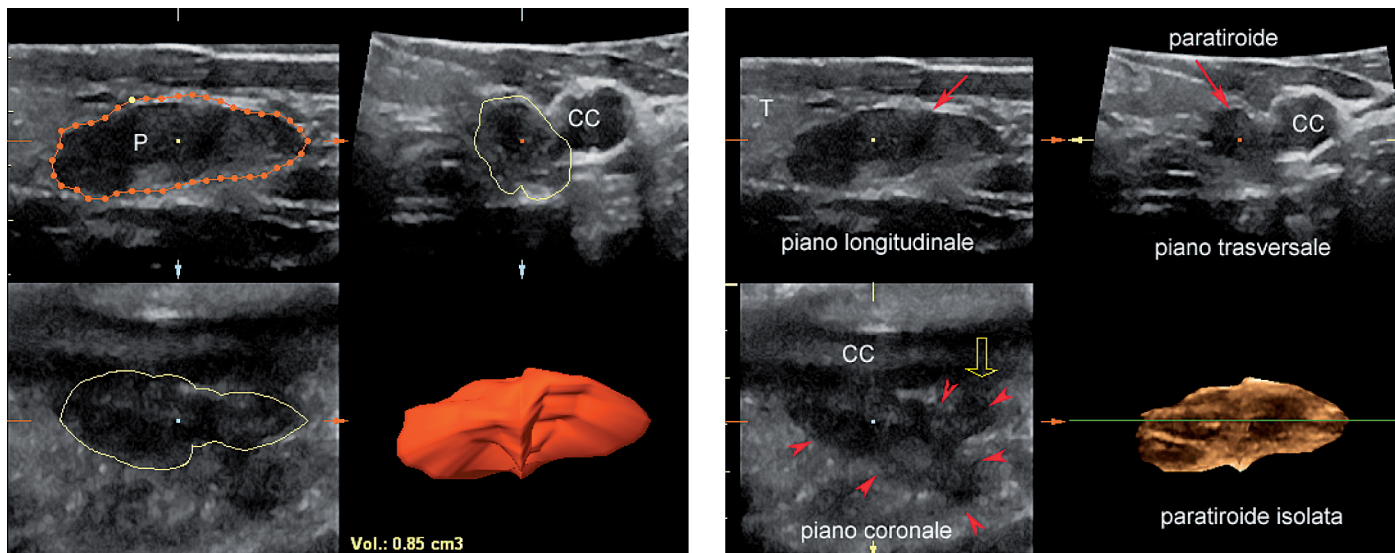


Fig. 65. CALCOLO DEL VOLUME 3D. Nel caso in cui la lesione sia circoscritta con contorni ben evidenti, il volume viene calcolato con la rotazione di un piano di immagine lungo un asse fisso.

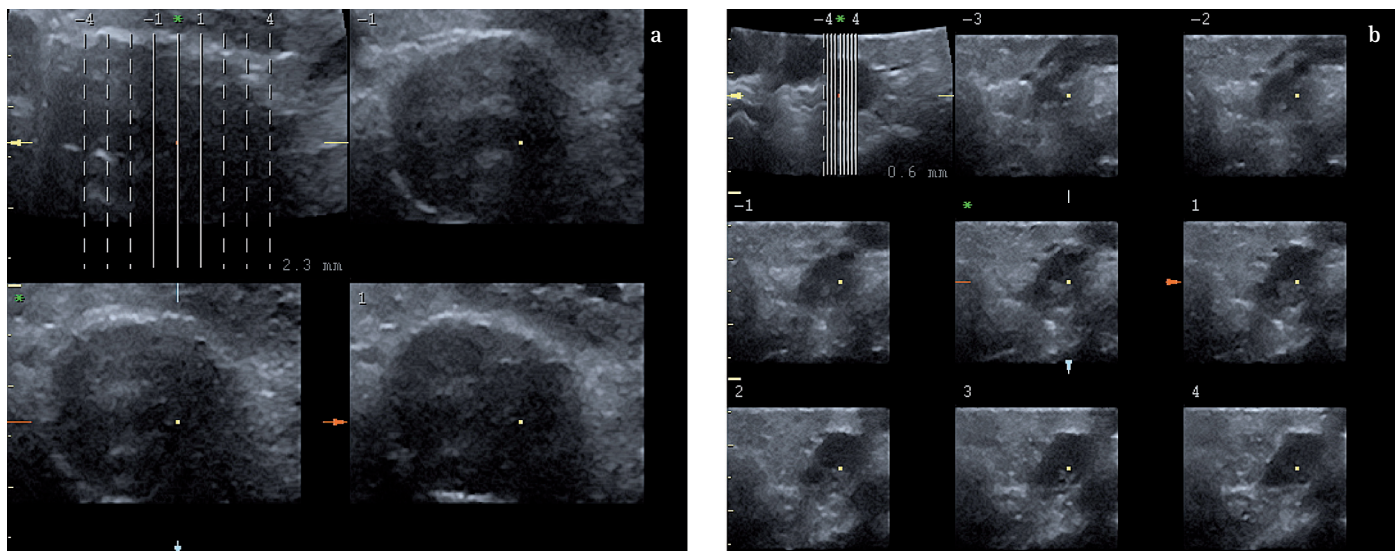


Fig. 66a, b. TOMOGRAPHIC ULTRASOUND IMAGING. Il volume acquisito può essere rappresentato con scansioni tomografiche di vario spessore. La tomografia ad US riportata mostra rispettivamente 4 (A) ed 8 (B) sezioni planari di una paratiroide nodulare sviluppatasi in una paziente in dialisi con iperparatiroidismo secondario severo.

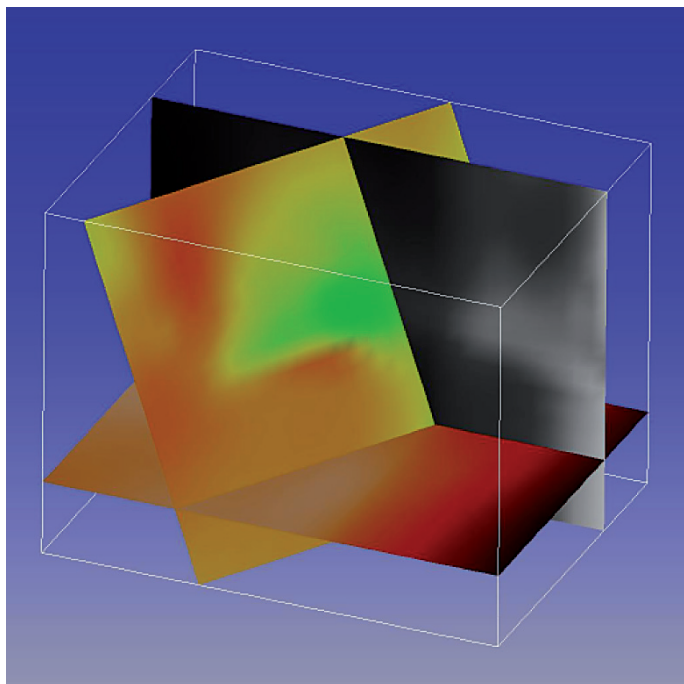
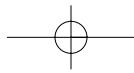


Fig. 67. *MULTI-PLANAR SLICING*. È una tecnica che consente di valutare per trasparenza un piano interno di intersezione fra gli assi x,y,z .

Surface e volume rendering. Considerata la complessità di queste tecniche, la rappresentazione dell'immagine non può prescindere dalla descrizione dei metodi di acquisizione del *dataset* descritti nel precedente paragrafo.

Imaging tridimensionale dinamico o 4D

Accanto ai metodi proposti si sta prepotentemente sviluppando la ricerca sull'*imaging 3D in real time, con sonde "a matrice" 2D*. Le sonde a matrice 2D sono composte da un elevato numero di cristalli di piccolo diametro $<300 \mu\text{m}$, disposti ordinatamente a costituire una matrice quadrata con un numero di linee e di colonne eguale per ogni lato (Fig. 68). Ad oggi sono state sperimentate matrici di 43×43 (Volumetrics™), 55×55 (sistema Philips Sonos 7500™), sino a 64×64 . Una matrice di 64×64 contiene ben 4096 elementi attivi, ciascuno dei quali deve essere singolarmente connesso agli elettrodi per poter essere eccitato e partecipare alla formazione del fascio US. L'eccitazione dei cristalli avviene con il sistema dei ritardi di fase ed il fascio può essere focalizzato sia sul piano assiale che azimutale (elevazionale) con un effetto di focalizzazione tipo lenti elettronica circolare. I costi e la complessità costruttiva di queste sonde ne stanno ritardando l'uso clinico e la commercializzazione.

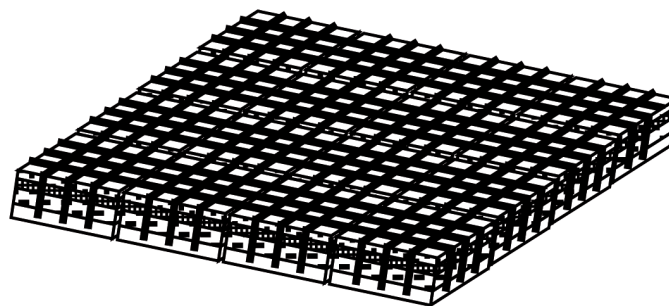
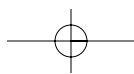


Fig. 68. *ECOGRAFIA 3D*. La tecnica del prossimo futuro prevede l'uso di sonde a matrice (2D). Queste sonde consentono di acquisire i dati volumetrici in real-time e di definire sui tre piani dello spazio x,y,z il momento della scansione. La difficoltà dell'imaging tridimensionale con sonda a matrice risiede nei costi e nella complessità costruttiva dei trasduttori per ottenere la connessione e l'eccitazione simultanea dei cristalli.

Imaging ad alta frequenza e nuovi trasduttori

Numerosi centri di ricerca hanno proposto l'uso di trasduttori ad alta frequenza per migliorare la risoluzione delle apparecchiature nonostante i fenomeni di assorbimento degli US nei tessuti. La risoluzione laterale di un trasduttore è data dalla relazione: $\lambda f/d$ (λ = lunghezza d'onda; f = distanza focale; d = diametro del trasduttore) e può variare da $300 \mu\text{m}$ a $20\text{-}30 \mu\text{m}$ rispettivamente a 15 MHz ed a 100 MHz . A 20 MHz la risoluzione assiale è di $100 \mu\text{m}$ e la risoluzione laterale di $300 \mu\text{m}$. La risoluzione assiale dipende dalla frequenza degli US, ma soprattutto dalla qualità della risposta del *beamformer* in trasmissione ed in ricezione. Per ottimizzare questi parametri, i componenti dell'ecografo devono avere *performances* molto elevate in termini di sensibilità del trasduttore, di ampiezza di banda dell'impulso e di elettronica. Il concetto di costruzione delle sonde ad alta frequenza non differisce sostanzialmente da quello dei trasduttori a bassa frequenza, ma impone il ricorso a materiali piezoelettrici ad alta sensibilità.

In effetti, il materiale classico tipo PZT-5 ed il PVDF o Niobato presentano limiti in termini di frequenza, di accoppiamento elettro-acustico e di fabbricazione⁽²⁸⁻³⁰⁾. Questo ha stimolato lo sviluppo di nuovi materiali come le ceramiche composite a grana fine, i copolimeri di nuova concezione ed i *films* ceramici. Tutti questi materiali hanno permesso un miglioramento incredibile in termini di sensibilità del trasduttore. Il *backing layer* in queste sonde deve essere particolarmente curato ed adattato per non compromettere l'ampiezza di banda e la risoluzione assiale. L'imaging con frequenze fra 10 e 15 MHz viene usato routinariamente per lo studio degli



organi superficiali (tiroide, paratiroide, mammella, testicoli, linfonodi etc.), dei tendini e dei muscoli. Sonde sperimentali di nuova concezione con frequenze di 50 MHz promettono sviluppi spettacolari nello studio della pelle (dermatologia e cosmetologia), dell'occhio (segmento anteriore) e dei vasi (lesioni ateromatose)⁽²⁸⁻³⁰⁾.

Osteodensitometria ad ultrasuoni

La necessità di una tecnica diagnostica sensibile alle modificazioni strutturali della trama ossea ed al tempo stesso riproducibile ha portato ad esplorare le potenzialità dell'ecografia nella valutazione e quantificazione delle variazioni della trama del tessuto osseo⁽³¹⁾. L'uso di sonde a bassa frequenza (500 kHz) permette di superare il grande limite dell'assorbimento degli US nell'osso. A differenza della densitometria ossea a doppio raggio fotonico che analizza le vertebre del rachide lombare o il collo del femore, la densitometria ossea ad US viene comunemente registrata a livello dell'osso calcaneale. La densitometria ad US della testa del radio ha mostrato risultati meno riproducibili. I parametri quantitativi determinati con questa tecnica sono di due tipi:

- 1) *l'attenuazione dell'onda ultrasonora* (in funzione dell'assorbimento e della diffusione);
- 2) *la velocità dell'onda ultrasonora* (in funzione della massa ossea e dell'elasticità della trama).

È stato dimostrato che questi parametri possono essere correlati con la perdita di trama ossea ed essere utili nello *screening* dell'osteoporosi e del rischio di fratture patologiche. I primi apparecchi fornivano una sola misura lungo un'asse prestabilito e ponevano il problema della riproducibilità delle misurazioni. Gli apparecchi attuali consentono di ricostruire a partire dal movimento automatico della sonda misure molto riproducibili. I limiti della osteodensitometria ad US derivano dalla mancanza di un'adeguata validazione con la densitometria a doppio raggio fotonico e dal fatto che questo metodo limita lo studio dell'osso ad una regione scheletrica piccola e di scarso interesse.

Terapia con ultrasuoni

L'uso degli US ad alta potenza a scopo terapeutico ha preso campo ed importanza con lo sviluppo dei litotrittori ad ultrasuoni. Lo scopo di questa tecnica è quella di distruggere i calcoli renali usando onde brevi, focalizzate e di alta intensità. Il ripetersi degli impatti dell'*onda*

choc sul calcolo determina la sua progressiva frammentazione e l'eliminazione del calcolo per via naturale. Questo sistema è basato sull'uso di una cupola sferica che agisce come una lente convergente e focalizza gli US ad alta potenza sul calcolo. Il sistema è stato recentemente testato per provocare cavitazione e distruzione per evaporazione anche nei tessuti biologici^(32, 33). Le potenziali applicazioni del metodo per il trattamento di lesioni cancerose è oggetto di diversi studi. Una seconda soluzione tecnica adottata a scopi terapeutici consiste nel generare un'onda focalizzata di maggiore durata, ma di media intensità, con lo scopo di innalzare la temperatura tissutale intorno ai 75/80 °C (diatermia) determinando una necrosi coagulativa. Questa tecnica viene attualmente applicata per la riduzione volumetrica del cancro della prostata con sonda transrettale. In futuro, l'uso congiunto di questa tecnica con l'iniezione di microbolle vettrici di molecole terapeutiche (cavisomi) permetterà di associare forse il trattamento fisico a quello farmacologico. Gli US saranno utilizzati sia per sfruttare l'effetto diatermico che per liberare elettivamente a livello della lesione i principi chimici attivi contenuti nelle microbolle⁽³²⁻³⁴⁾.

Applicazioni terapeutiche delle microbolle (cavisomi)

Negli ultimi anni, in letteratura sono state segnalate applicazioni collaterali dei MdC ecografici molto interessanti, volte a sfruttare non tanto le capacità di rinforzo del segnale US a scopo diagnostico, quanto le proprietà ed il comportamento delle microbolle a fini terapeutici. In particolare, alcuni studi sperimentali hanno segnalato la possibilità di veicolare farmaci o materiale genetico con le microbolle e di liberare gli stessi nei tessuti patologici con la implosione delle microbolle insonate dagli US. Questa applicazione consentirebbe di liberare, ad esempio, farmaci citotossici in sedi anatomiche specifiche⁽³⁵⁾ o di veicolare geni per la transfezione di aree infartuate del miocardio. Le applicazioni cliniche della transfezione genica sono al momento limitate dalla mancanza di un vettore sicuro ed efficiente, capace di liberare il materiale genetico nei punti critici e facilitarne la penetrazione nel contesto cellulare⁽³⁶⁾. Infatti, i vettori virali inducono nell'organismo una risposta immunitaria, mentre altre tecniche si sono dimostrate scarsamente efficienti. Il rilascio topico di farmaci o materiale genetico nei tessuti bersaglio può essere ottenuto inducendo con US la rottura (im-

plusione) di microbolle di gas “armate”. Evidenze sperimentali recenti dimostrano che l’implosione delle microbolle libera forti quantità di energia a livello molecolare, ed è potenzialmente capace di perforare la parete cellulare e favorire la transfezione genica o il passaggio di macromolecole senza indurre alterazioni strutturali letali per la cellula⁽³⁷⁾ (Fig. 69).

I fenomeni di cavitazione ed implosione possono anche facilitare la permeabilità dei capillari inducendo microfratture della membrana basale e dell’endotelio e facilitando il passaggio di macromolecole o di agenti

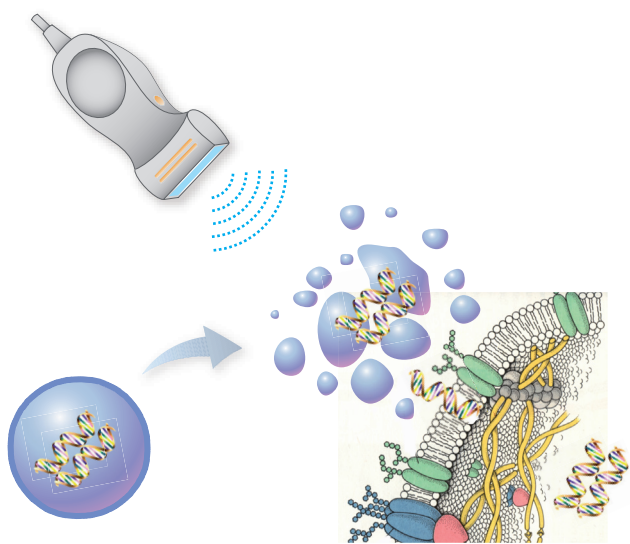


Fig. 69. TRANSFEZIONE GENICA CON MICROBOLLE. Evidenze sperimentali recenti dimostrano che l’implosione delle microbolle libera forti quantità di energia a livello molecolare, ed è potenzialmente capace di perforare la parete cellulare e favorire la transfezione genica o il passaggio di macromolecole senza indurre alterazioni strutturali letali per la cellula.

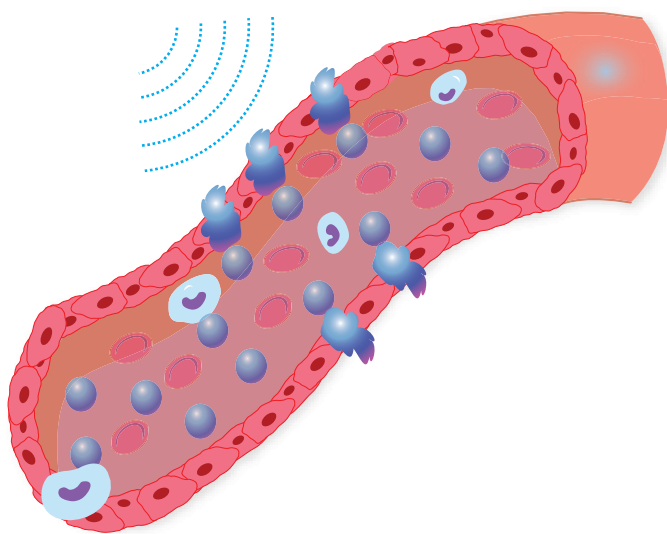


Fig. 70. MICROBOLLE E PERMEABILITÀ VASALE. I fenomeni di cavitazione ed implosione possono anche facilitare la permeabilità dei capillari inducendo microfratture e facilitando il passaggio di macromolecole o il passaggio di agenti terapeutici.

terapeutici (Fig. 70)⁽³⁸⁾. Come accennato nel precedente paragrafo, nel futuro l’infusione di cavisomi vettori di farmaci citotossici potrebbe essere combinata con la termoterapia US per il trattamento di lesioni eteroplastiche primitive o secondarie. La liberazione topica dei farmaci potrebbe essere facilmente ottenuta con l’inserimento di anticorpi specifici nella capsula lipidica della microbolla, capaci di riconoscere alcuni epitopi o recettori specifici presenti nella membrana della cellula bersaglio. Microbolle progettate in questo modo potrebbero veicolare e rilasciare farmaci citostatici o trombolitici direttamente a livello del bersaglio, minimizzando gli effetti sistemici della terapia (Fig. 71)⁽³⁹⁾

La tecnologia digitale sta aprendo sicuramente nuovi orizzonti in ecografia. Alla fine degli anni ’80, la “spinta propulsiva” ed innovativa dell’imaging morfologico B-Mode sembrava esaurita e le possibili applicazioni dell’ecografia già esplorate. Negli anni ’90, le potenzialità diagnostiche delle applicazioni Doppler hanno rinfocolato l’interesse e la ricerca tecnologica trasformando l’ecografia da esame morfologico in esame morfo-funzionale. La rivoluzione digitale degli anni 2000, lo sviluppo della seconda armonica, dei mezzi di contrasto ecografici e dei nuovi algoritmi di acquisizione dell’immagine ha aperto nuovi orizzonti. In particolare, lo sviluppo dell’ecografia 3D real-time con sonde a matrice renderà l’ecografia sempre più competitiva e meno dipendente dall’abilità e dall’esperienza dell’ope-

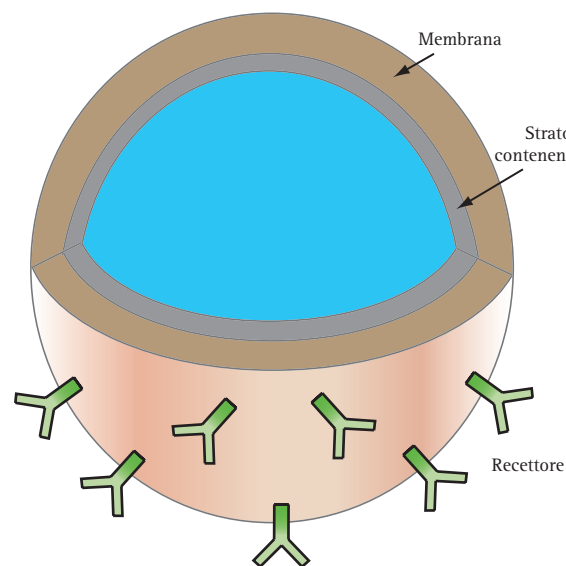


Fig. 71. MICROBOLLE E FARMACI. La liberazione topica dei farmaci verrebbe ottenuta con l’inserimento di ligandi specifici nella capsula lipidica stabilizzante della microbolla, capaci di riconoscere i recettori di membrana della cellula bersaglio. Microbolle progettate in questo modo potrebbero veicolare e rilasciare farmaci citostatici o trombolitici direttamente a livello del bersaglio, minimizzando gli effetti sistemici della terapia.

ratore. Il futuro prossimo è nella miniaturizzazione, nella diffusione capillare e nella ricerca di applicazioni combinate diagnostiche e terapeutiche. L'ecografia è sicuramente diventata la metodica diagnostica più diffusa e popolare nella pratica medica. Questo successo è da attribuire sicuramente alla semplicità e non invasività

del metodo, giustamente definito "user and patient friendly", ma in parte è anche dovuto al continuo e notevole progresso tecnologico che migliorando qualitativamente le immagini, ha posto l'ecografia in seria competizione con l'imaging di secondo livello.

Bibliografia

1. Gabardi, C, Caruso L. *Nozioni di apparecchiature: dall'analogico al digitale, dalla meccanica all'elettronica*. Cap. 3; pag. 29-34. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.
2. Pesque P, Sonquet J: *Digital ultrasound: from beamforming to PACs*. Eur Radiol 1999; 9: S311- S314.
3. Claudon M et al: *Advances in ultrasound*. Eur Radiol 2002; 12: 7-18.
4. Jedrzejewicz T: *System architecture for various image reconstruction and processing techniques*. Eur Radiol 1999; 9: S334 - S337.
5. Kremkau F W. *Imaging instruments*. In: Diagnostic ultrasound. Principles and instruments. Kremkau F W. Ed. Seventh Edition. Saunders-Elsevier, 2006.
6. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Real-time ultrasound instrumentation*. In: Ultrasound physics and instrumentation. Fourth Edition: Chap. 9; Pag 129-154. Elsevier-Mosby, 2005.
7. Cosgrove D. *Echo-enhancers and ultrasound imaging*. Eur J Radiol 1997; 26:64-76.
8. Lencioni R, Cioni D, Bartolozzi C. *Tissue harmonic and contrast-specific imaging: back to gray scale in ultrasound*. Eur Radiol 2002; 12:151-165.
9. Tranquart F et al. *Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging*. Ultrasound Med Biol 1999; 25: 889-894.
10. Whittingham TA. *Tissue harmonic imaging*. Eur Radiol 1999; 9: S323-S326.
11. Duck FA: *Nonlinear acoustics in diagnostic ultrasound*. Ultrasound Med Biol 2002; 28: 1-18.
12. Blackwell R. *Ultrasound equipment*. In: Abdominal and General Ultrasound Ed. H. Meire H, Cosgrove Dewbury DK, Farrant P. Chap. 2. Pg. 13-36. Churchill Livingstone, London 2003.
13. Jedrzejewicz T. *Manufactory development: Acuson. Digital technology for solving acoustic problems*. Eur Radiol 1999; 9 (S3): S315-S317.
14. Behar V: *Techniques for phase correction in coherent ultrasound imaging systems*, Ultrasonics 39; 603-610, 2002.
15. GE *Ultrasound technology update. Digitally encoded ultrasound*. 2000. <http://www.gemedicalsystem.com>
16. Hossack J. Ed. *Coded waveforms in ultrasonic imaging*. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control (Special Issue) 2005; 52: 158-288.
17. Misaridis TX et al: *Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging*, Ultrasonics 38: 183-189, 2000.
18. Hedrick WR: *Extended field of view real-time ultrasound: a review*, J Diagn Med Sonography 16: 103-107, 2000.
19. Weng L et al: *US extended field of view imaging technology*, Radiology 1997; 203: 877- 880.
20. Jespersen SK, Wilhjelm JE, Sillesen H: *Multi-angle compound imaging*, Ultrason Imaging 20: 81-102, 1998.
21. Block JS, Gebel M, Hebel R et al. *Tissue characterization using intelligent adaptive filter in the diagnosis of diffuse and focal liver disease*. Ultrasound Med Biol 1994; 20: 321-328.
22. Spencer T., Ramo M.P., Salter D.M. et al. *Characterization of atherosclerotic plaque by spectral analysis of intravascular ultrasound: an in vitro methodology*. Ultrasound Med Biol 1997; 2: 191-203.
23. Dautzat M, Deklunder G, Aldis A, et al. *Gas bubble*



Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

- emboli detected by transcranial Doppler sonography in patients with prosthetic heart valves: a preliminary report.* J Ultrasound Med 1994; 13: 129-35.
24. Hall TJ: *Beyond the basics: elasticity imaging*, Radiographics 2003; 23: 1657-1671.
 25. Tikhonov DA, Kiselyov OE, Sarvazyan AP, Sarkisov GN. *Ultrasonic approach to obtaining partial thermodynamic characteristics of solutions.* Ultrasonics 1995; 33: 301-310.
 26. Weissmann CF. Evaluation of breast lesions by 4D sonography. *Ultraschall in Med* 2005, 5: 437-438.
 27. Krouskop T.A., Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression.* Ultrasonic Imaging 1998; 20: 260-74.
 28. Itoh. A, Ueno E, Tohno F. et al. *Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis.* Radiology 2006; 239: 341-350.
 29. Fenster A, Downey DB, Cardinal HN: *Three-dimensional ultrasound imaging*, Phys Med Biol 46; R67-R99, 2001.
 30. Lethiecq M., Berson M., Feuillard G., Patat F. *Principles and applications of high-frequency medical imaging.* Advances in Acoustic Microscopy, pg. 39-102. Plenum Press, New York, 1996.
 31. Whittingham TA. *Modern developments in diagnostic ultrasound. Part I. Transducer and signal processing developments.* Radiography 1995; 1: 61-73.
 32. Whittingham TA. *Broadband transducers. Section I: New Transducers.* Europ Radiol 1999; S298-S303.
 33. Laugier P., Giat P., Berger G. *Bone characterization with ultrasound: state of the art and new proposal.* Clinical Rheumatology 1994; 13: 22-32.
 34. Gelet A, Chapelon JY, Bouvier R, et al. *Treatment of prostate cancer with transrectal focused ultrasound: early clinical experience.* Eur Urol 1996; 29: 174-83.
 35. Haar G.T. *Ultrasound focal beam surgery.* Ultrasound Med Biol 1995; 9: 1089-100.
 36. Clarke RL, Haar GRT. *Temperature rise recorded during lesion formation by high-intensity focused ultrasound.* Ultrasound Med Biol 1997; 2: 299-306.
 37. Bloomley MJK, Cooke Jk, Unger EC et al. *Microbubble contrast agents: a new era in ultrasound.* BMJ 2001; 322: 1222-1225.
 38. Russel SJ. *Science, medicine and the future: gene therapy.* BMJ 1997; 1289-1292.
 39. Shohet RV, Chen S, Zhou Y-T et al. *Echocardiographic destruction of albumin microbubbles directs gene delivery to the myocardium.* Circulation 2000; 101: 2554-2556.
 40. Price RJ, Skira DM, Kaul S et al. *Delivery of colloidal particles and red blood cells to tissue through microvessels ruptures created by target microbubble destruction with ultrasound.* Circulation 1998; 98: 1264-1267.
 41. Wu Y, Unger EC, Mc Creeery TP et al. *Binding and lysing of blood clots using MRX-408.* Invest Radiol 1998; 33: 880-883.

