

**LERICI 23 - 25 maggio 2005**

**Atti del 6° Corso di  
ecografia e colorDoppler in Neurologia**

**Marino Meola**

# **Neuropatia ischemica ed uremia terminale**

**AGGIORNAMENTI DI  
ECOGRAFIA E COLORDOPPLER  
IN NEFROLOGIA**

**SOCIETA' ITALIANA DI NEFROLOGIA**

# **NIS**



Brain-made Projects  
**EUREKA**



# PROGRESSI TECNOLOGICI E SVILUPPI FUTURI IN ECOGRAFIA

Mario Meola

Ricercatore Confermato Scuola Superiore S. Anna.  
U.O. Nefrologia Universitaria. Università di Pisa

## 1. INTRODUZIONE

Negli ultimi anni, l'evoluzione delle tecniche ecografiche è diventata tumultuosa. L'imaging digitale e le crescenti potenzialità del 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 spaziale composito, l'imaging in 3D, l'imaging ad alta risoluzione, l'uso degli ultrasuoni ad alta potenza in terapia sono tra gli aspetti più attuali e stimolanti della ricerca tecnologica ecografica. L'avvenire sarà la miniaturizzazione, la combinazione fra ultrasuoni e robotica chirurgica, la terapia selettiva con ultrasuoni.

In questa relazione saranno trattati gli aspetti salienti delle nuove tecnologie e degli indirizzi di ricerca tecnologica. In particolare saranno descritti algoritmi e tecniche di scansione come lo *Spatial Compound*, l'*Extended Field of View* e verrà fatto cenno sui nuovi trasduttori, l'imaging armonico, l'uso dei mezzi di contrasto ecografici, le tecniche di quantificazione parametrica. Lo scopo non è quello di essere esaustivo e completo, ma di fornire un indirizzo generale della ricerca e dei nuovi sviluppi che invaderanno il mercato e saranno disponibili nella pratica clinica negli anni a venire. Alcuni di questi sviluppi tecnologici, quali l'imaging armonico, l'uso dei mezzi di contrasto ecografici saranno trattati estesamente in successivi capitoli. Non verrà invece fatto cenno alle tecnologie di fusione dell'immagine ecografica con la TC e la RNM.

## 2. ECOGRAFIA PARAMETRICA E CARATTERIZZAZIONE TESSUTALE

Numerosi lavori hanno dimostrato negli ultimi anni che esiste una relazione fra struttura istologica delle placche carotidee, evoluzione biologica ed eventi ischemici cerebrali. Il tentativo di ottenere una caratterizzazione tessutale più specifica ha portato allo sviluppo di tecniche di trattamento innovative del segnale eco. Questi algoritmi analizzano specificamente il segnale di radiofrequenza (misurazione delle caratteristiche di attenuazione, dello scattering e dei parametri di frequenza spettrale) più che le informazioni densitometriche dell'immagine in scala di grigi (misurazione dei livelli di grigio, deviazione standard, forma dell'istogramma) (1).

La discriminazione dell'ecostruttura tessutale con ecografia non appare soddisfacente se è basata esclusivamente sulle informazioni videodensitometriche dell'immagine B-Mode. Infatti, l'informazione contenuta nel segnale grezzo consente di caratterizzare in modo più preciso i dati strutturali dell'immagine ecografica, in quanto offre la possibilità di applicare tecniche di trattamento del segnale più elaborate e raffinate. L'**ecografia parametrica** è un termine generico che identifica tutti i metodi che sostituiscono alla valutazione soggettiva del pattern strutturale di vari organi (cuore, fegato, milza, rene etc.) misurazioni o valori numerici riproducibili (1-3).

Le difficoltà pratiche nell'elaborazione del segnale eco di ritorno (definito genericamente di radiofrequenza) 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 del segnale e di estrarre parametri quali il **coefficiente di attenuazione e di diffusione** indicativi delle condizioni strutturali del tessuto insonato. I lavori eseguiti su questo argomento negli ultimi anni hanno permesso di migliorare significativamente la caratterizzazione tessutale. Nel caso specifico delle lesioni ateromatose hanno permesso di migliorare sensibilmente la loro caratterizzazione e di introdurre una classificazione più valida (1).

Un'altra possibile applicazione del trattamento del segnale di radiofrequenza concerne l'evidenziazione di microparticelle circolanti. In effetti è possibile, con il monitoraggio del circolo arterioso e venoso, rilevare dei segnali particolari chiamati HITS (**high intensity transient signals**) caratterizzati da un'alta energia retrodiffusa (differenza di almeno 3 dB rispetto al segnale di base) e da una breve durata (<300 ms) (2-4).

Questi segnali rappresentano la migrazione intravascolare di microparticelle presenti nel sangue qualunque sia la loro natura: aria, piastrine, calcio etc.. Per mettere in evidenza questi segnali con sistemi di rilevamento automatico è stato necessario elaborare degli algoritmi particolari. Il più utilizzato e promettente è basato sull'uso di un doppler pulsato multiporta con posizionamento di 2 volumi campione sul medesimo vaso. Forse, in futuro, il riscontro di una variazione temporale fra due HITS registrati sullo stesso vaso, a due diverse profondità, consentirà di documentare la migrazione di un embolo (4).

### 3. IMAGING ARMONICO

L'imaging in seconda armonica (HI) rappresenta l'avanzamento tecnologico più interessante della ricerca ecografia degli anni 2000. Lo sviluppo dell'HI è stato stimolato dalla introduzione in commercio dei mezzi di contrasto ecografici (MDC) ed ha cambiato e cambierà radicalmente la semeiotica ecografica del rene nativo e del trapianto. I MDC sono microbolle di aria o gas perfluorati di dimensioni "critiche" (2-3  $\mu$ m). Nel plasma le microbolle sono stabilizzate da film lipidici o biodegradabili. Le dimensioni riferite sono definite "critiche" per 3 motivi: 1) le microbolle possono attraversare più volte il filtro capillare periferico e polmonare ove esalano nell'aria alveolare; 2) insonate con un fascio di ultrasuoni (US) possono avere un *comportamento lineare* (rinforzo della frequenza fondamentale) o *non lineare*; 3) non diffondono nell'interstizio. Con i MDC di prima generazione, utilizzati con apparecchiature analogiche, si sfruttava quasi esclusivamente il comportamento lineare delle microbolle. In altri termini, dopo iniezione in vena, le microbolle si comportavano come altrettanti riflettori endovascolari determinando un forte *enhancement* (dispersione dell'energia ultrasonora a livello delle interfacce fra componente ematica/aria a causa della marcata differenza di impedenza acustica). Nei MDC di seconda generazione, utilizzati in prevalenza con strumentazioni digitali e color-Doppler (CD) ad alta sensibilità, si sfrutta il comportamento non lineare. Quando le microbolle vengono colpite con energie sonore basse fra 0.2-1 Kpa (l'indice meccanico o *mechanical index* definisce la potenza degli US) entrano in risonanza, cioè si dilatano e si contraggono senza rompersi. Poiché la fase di contrazione è sempre più rapida della fase di decompressione, il fenomeno ondulatorio subisce una distorsione che libera non solo energia acustica con frequenza fondamentale, ma anche energia armonica. Il segnale in seconda armonica è debole, deve essere migliorato con algoritmi specifici, ha una frequenza pari al doppio della frequenza di emissione, ma permette di formare un'immagine ecografica con pochi artefatti.

La tecnologia digitale e lo sviluppo di sonde a larga banda hanno permesso l'implementazione della seconda armonica e la sua applicazione non solo nella contrastografia (*imaging armonico contrastografico*) ma anche nell'imaging B-Mode in scala di grigi (*imaging armonico tessutale*). Utilizzando sequenze contrasto-dedicate e US con basso indice meccanico (MI 0.2-0.3) è possibile costruire una immagine morfologica del rene basata esclusivamente sulla perfusione, cioè sul segnale che deriva dal MDC presente nei vasi del microcircolo e del letto capillare. La successiva rottura delle microbolle indotta da un flash di US ad alta energia azzerà l'immagine e consente di rivalutare la fase di riempimento del microcircolo. A rigor di logica, il rene nativo riccamente vascolarizzato (circa il 20% della gittata cardiaca) ed il rene trapiantato allocato in fossa iliaca, possono essere ben valutati mediante l'uso di MDC di seconda generazione. I vantaggi dell'imaging perfusionale sono innegabili nello studio di lesioni focali vascolari (ischemiche) o infettive, ma devono essere ancora ben documentati nella valutazione del trapianto con segni clinici di rigetto o tossicità da ciclosporina. Il problema fondamentale dell'imaging perfusionale è rappresentato dal fatto che sia un trapianto ben funzionante che un organo non ben funzionante per malattia da rigetto cronico vengono perfusi dal contrasto. Quello che distingue sostanzialmente le due condizioni sono le curve di arrivo del contrasto (*wash-in*), l'intensità di picco, la durata del plateau e la fase di dismissione (*wash-out*) in modo non dissimile dall'angioscintigrafia. Nel prossimo futuro lo studio estensivo dei pazienti trapiantati e dei reni nativi ci permetterà di stabilire se lo studio perfusionale può anticipare i segni del rigetto ed aggiungere qualche elemento per differenziare il rigetto cronico dalla tossicità, riducendo il ricorso alla biopsia renale.

### 4. SEGNALE DI FASE O IMMAGINE COERENTE

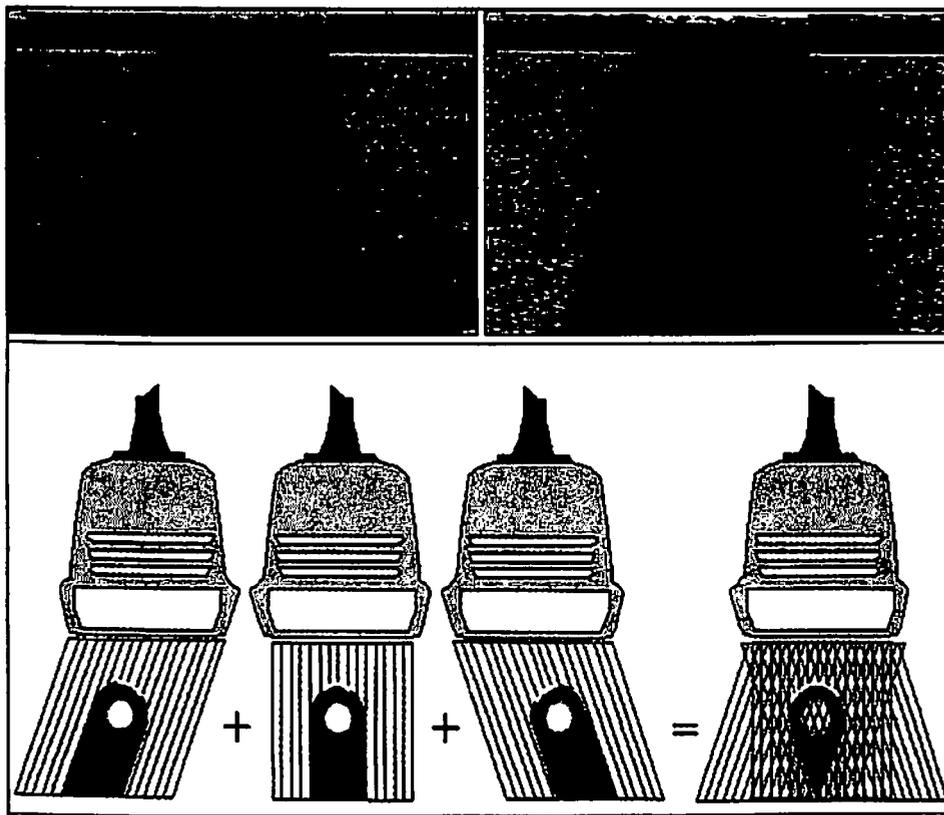
Nell'imaging analogico (*beamformer* analogico-digitali), l'informazione del segnale di radiofrequenza che veniva usata per formare l'immagine ecografica corrispondeva all'ampiezza ed all'amplificazione del segnale. Ora, come tutti i fenomeni periodici, il segnale di ritorno non può essere correttamente rappresentato se non si conosce l'ampiezza e la fase. Per la formazione dell'immagine ecografica è quindi importante prendere in considerazione entrambe queste informazioni. Questo è stato realizzato per la prima volta nello strumento SEQUOIA (Siemens-Acuson) sfruttando *beamformers*

multipli ed interponendo fra *receiver* e *beamformers* un dispositivo in grado di codificare la fase oltre che l'ampiezza e di integrare lo sfasamento dei due segnali. Il risultato è che un segnale coerente e più accurato raggiunge il *receiver* per il *pre-processing*, l'amplificazione logaritmica e la compressione. Questo ha per conseguenza un miglioramento della risoluzione laterale e di contrasto dell'immagine. Peraltro, la disponibilità di un numero elevato di *beamformers* associato all'uso di amplificatori a basso rumore ha portato ad un miglioramento importante del *range* dinamico (100 dB). Lo sviluppo del processo d'analisi di fase o di formazione dell'immagine coerente è effettivamente una soluzione a diversi problemi: elimina la perdita d'informazioni da sottocampionamento prima dell'amplificazione, elimina la distorsione geometrica introdotta dall'acquisizione simultanea di multipli fasci ultrasonori. Inoltre, l'uso di un elevato numero di *beamformers* offre un rilevante aumento del *frame rate* e la possibilità di agire agilmente sull'apertura del campo ultrasonoro senza compromettere il miglioramento della risoluzione dell'immagine.

## 5. IMAGING PANORAMICO (EXTENDED FIELD OF VIEW). SONO-CT ed ex-RES

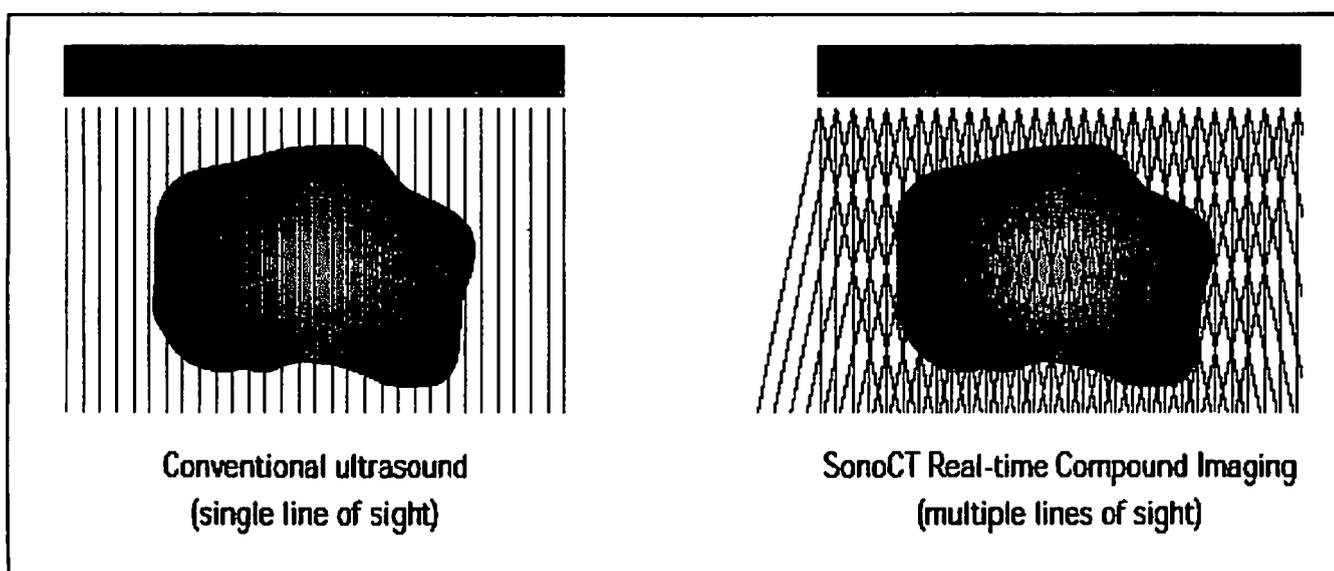
L'integrazione strutturale di un accelerometro nella sonda fornisce informazioni sullo spostamento della stessa. Lo spostamento della sonda nel corso delle scansioni fornisce le informazioni necessarie per costruire un'immagine 3-D. Se la scansione è praticata lungo l'asse della sonda, lo spostamento può essere utilizzato anche per ottenere un'immagine di grande dimensione ricostruita con il sistema di "scansione manuale panoramica". Per acquisire l'immagine panoramica e ricostruirla adeguatamente il sistema confronta e correla i singoli frame (*pattern matching*) che sono acquisiti nel corso del movimento di scansione, identifica progressivamente su ciascun *frame* consecutivo i punti sovrapponibili ed elimina progressivamente i segnali spuri. Questa tecnica è stata proposta sullo strumento ELEGRA (Siemens). L'immagine ricostruita permette di rappresentare sul video un'immagine allargata, panoramica degli organi nei loro rapporti anatomici (al pari di una scansione TC) in scala di grigi o con la modalità color-Doppler.

Nell'immagine ecografica tipica in B-Mode sono presenti accanto all'informazione reale tutta una serie di artefatti (riverberi, echi spuri, effetto nebbia, rumore etc..) che si sommano al segnale reale e riducono la qualità dell'immagine. Le informazioni reali sono presenti in tutti gli angoli di vista del campo sonoro, mentre gli artefatti, per la loro natura, non sono presenti in tutti gli angoli di vista. L'*imaging spaziale composito* (*spatial compounding*) o *sono-CT* è un algoritmo di acquisizione dell'immagine B-mode che da un punto di vista tecnico prevede l'attivazione di porzioni successive di una matrice lineare di cristalli come nelle sonde settoriali "*phased arrays*" (Fig.1). Lo scopo di que-



**Figura 1.** La scansione in *spatial compounding* migliora sensibilmente la continuità degli echi speculari che originano da interfacce ricurve. In realtà, lo *steering* elettronico del fascio aumenta la porzione di struttura che viene insonata perpendicolarmente. Per lo stesso motivo questa tecnica d'acquisizione riduce gli artefatti da rifrazione del fascio come le ombre acustiche laterali, mentre conserva inalterati, ma con forma modificata, altri due artefatti come il rinforzo da parete distale ed il cono acustico posteriore.

sto *steering* elettronico è quello di acquisire immagini settoriali parzialmente sovrapposte in ben nove diversi angoli di vista. La sovrapposizione delle immagini in *real time* viene ottenuta senza riduzione del *frame rate* con la interpolazione delle linee di vista adiacenti secondo un modello matematico di tipo probabilistico. In altri termini, le informazioni reali presenti in tutti gli angoli di vista vengono sommate, mentre gli artefatti non presenti in tutti gli angoli di vista non vengono sommati e rappresentati. I vantaggi dell'immagine spaziale composta sono diversi. Il più importante è la riduzione dello "*speckle artifact*", un artefatto causato dall'interferenza tra le onde dei singoli cristalli del trasduttore e per effetto del quale anche i tessuti completamente omogenei hanno un'ecostruttura granulare. La riduzione del rumore "strutturato" e degli echi spuri (riverberi) che hanno un'origine complessa (caratteristiche del trasduttore, profondità di campo, frequenza e direzione del fascio) si traduce in una maggiore penetrazione degli US ed in un miglioramento della risoluzione spaziale e di contrasto (*media dei frames*). Lo *steering* elettronico del fascio aumenta la porzione di struttura che viene insonata perpendicolarmente e migliora sensibilmente la continuità degli echi speculari che originano da interfacce ricurve. Per lo stesso motivo la sono-CT riduce gli artefatti inutili da rifrazione del fascio come le *ombre acustiche laterali*, mentre conserva inalterati, ma con forma modificata altri due artefatti utili come il rinforzo e l'ombra acustica posteriore (Fig. 2). L'immagine acquisita con scansione sono-CT può



**Figura 2.** Sono-CT *real-time Spatial Compounding*. In questo processo d'acquisizione, immagini complanari multiple, ottenute da diversi angoli di vista (nove), vengono combinate in una singola immagine in *real time*. I margini delle strutture sono simili per ciascun angolo di vista mentre rumore di fondo e posizione degli *speckle* variano in ciascun *frame*. La sommazione di *frames* successivi attenua il rumore di fondo e la discontinuità dei margini. I vantaggi conseguenti sono innegabili: maggiore definizione dei margini, aumento della risoluzione di contrasto, maggiore risoluzione delle superfici ricurve, riduzione degli artefatti inutili (*Speckle/Clutter*) e degli artefatti utili (cono d'ombra e rinforzo di parete posteriore).

essere ulteriormente trattata in post-processing con una tecnica utilizzata in MRI e mutuata dalla fotografia che prende il nome di *extreme resolution* o *X-Res* (Fig. 3). Questa tecnica consente di uniformare *pixel* di grigi adiacenti con lieve sfumatura d'intensità. Il risultato è un'immagine ecografica apparentemente più gradevole, più bella e leggibile ma non più ricca di dati trattandosi di un'elaborazione non del segnale nativo in radiofrequenza, ma solo del segnale acquisito ed elaborato in *post-processing* (Fig. 4)

## 6. IMAGING 3D

La possibilità di acquisire con gli ultrasuoni dati sul volume della sezione esplorata e ricostruire in seguito per via informatica scansioni con orientamento variabile ha spinto numerosi costruttori verso l'imaging tridimensionale. È importante ricordare che l'ecografia, con il movimento di scorrimento della sonda è, di fatto, una tecnica di imaging tridimensionale sebbene venga rappresentata in scala bidimensionale.

L'interesse dell'ecografia 3-D sta nella possibilità di acquisire informazioni su un volume totale di sezione ed avere in seguito la possibilità, sulla *console* di lavoro, di trattare l'immagine ed ottenere *off line* le scansioni desidera-

## Riduzione degli artefatti dell'immagine

- Processo dell'immagine convenzionale con SonoCT



## SonoCT

## Riduzione degli artefatti dell'immagine

- Processo dell'immagine convenzionale con SonoCT e Xres

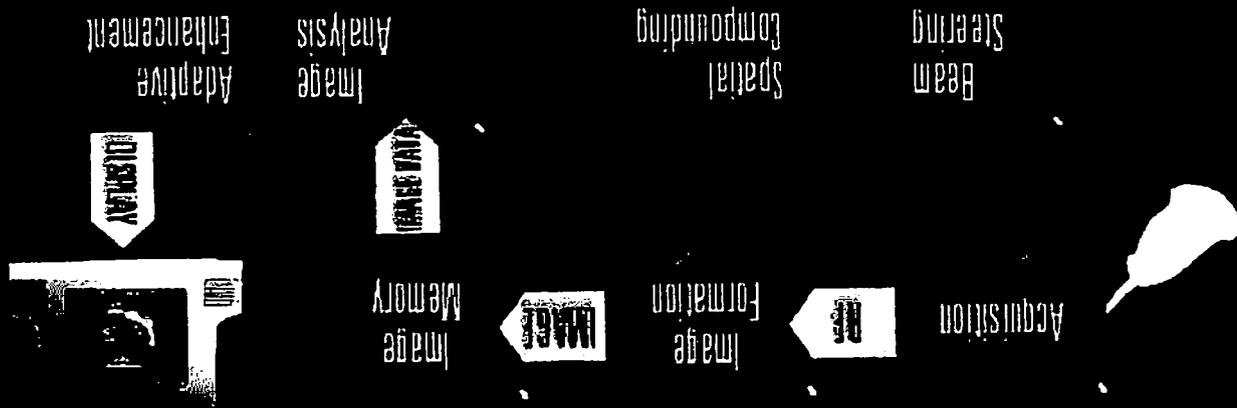
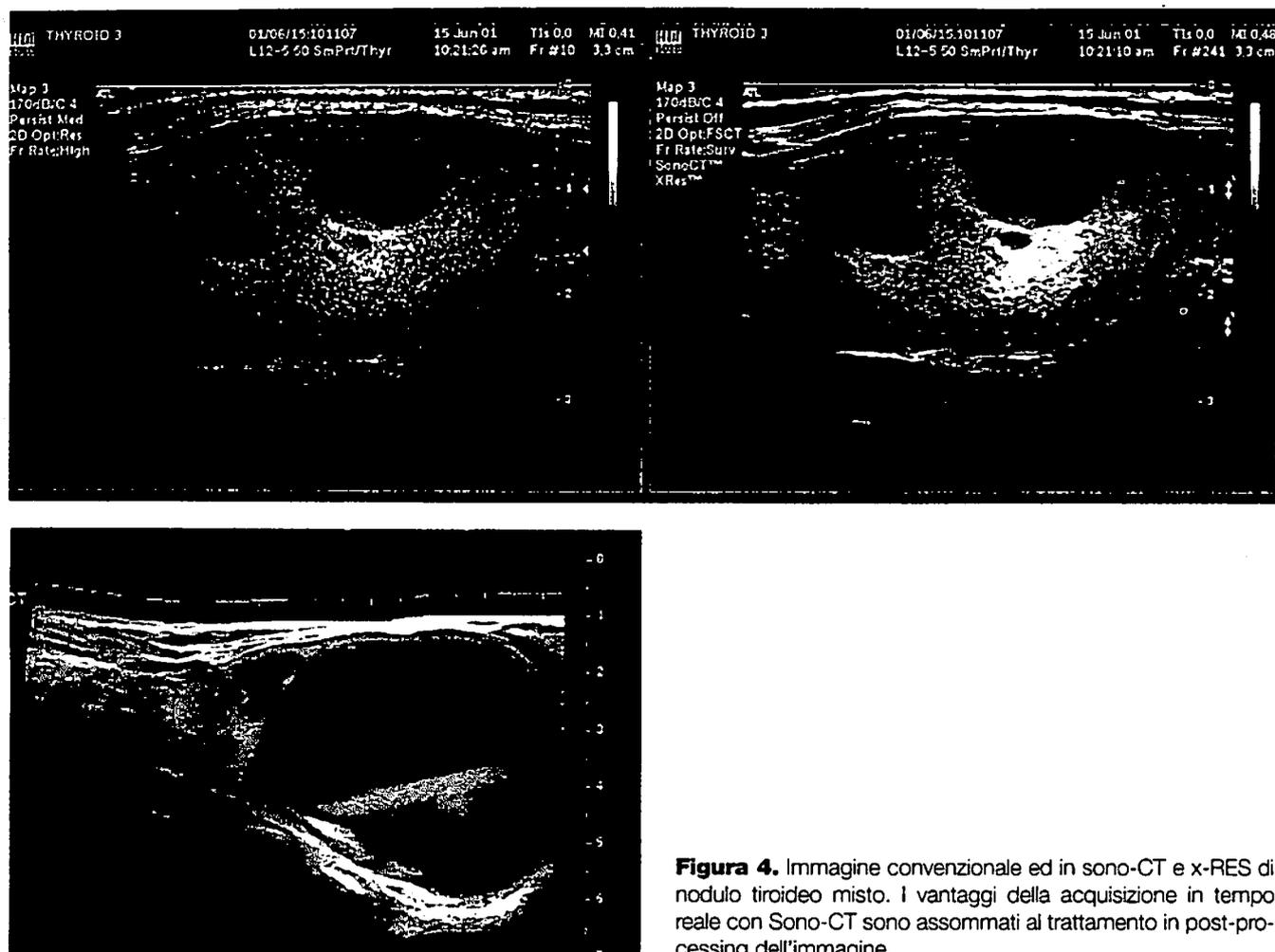


Figura 3. Schema di acquisizione dell'immagine in sono-CT e post-processing in X-RES.



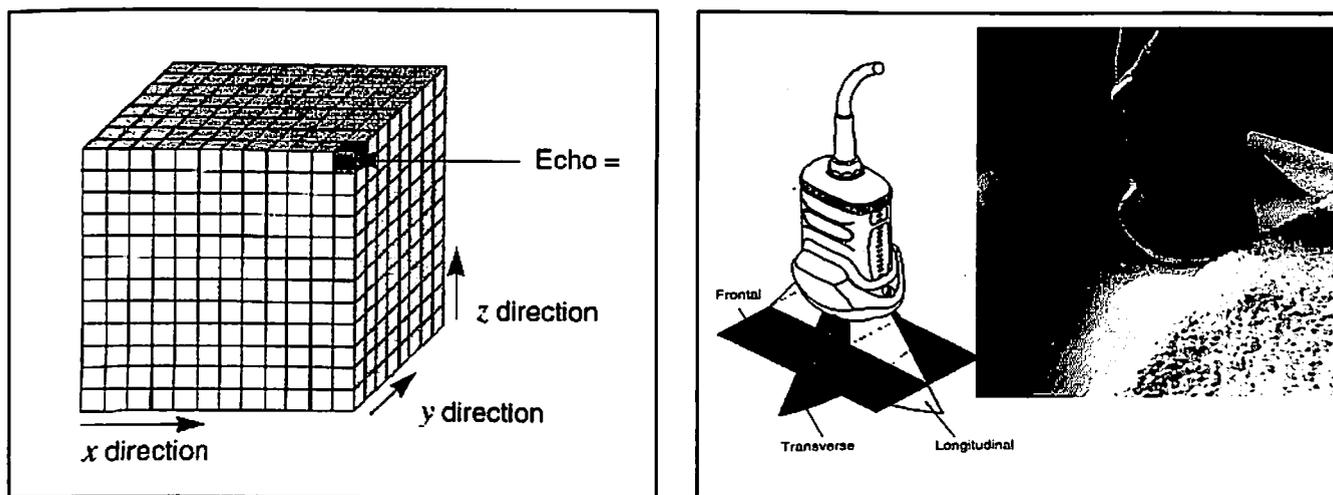
**Figura 4.** Immagine convenzionale ed in sono-CT e x-RES di nodulo tiroideo misto. I vantaggi della acquisizione in tempo reale con Sono-CT sono assommati al trattamento in post-processing dell'immagine.

te. Da un punto di vista tecnico, l'imaging in 3D deve risolvere diverse difficoltà: 1) definire sui tre piani dello spazio  $x,y,z$  il momento della scansione, 2) definire la velocità di acquisizione, 3) riconoscere gli artefatti da movimento. In questo momento, le soluzioni tecniche applicate sono di diverso tipo: un primo metodo prevede lo scorrimento "a mano libera" della sonda, un secondo metodo prevede lo scorrimento meccanico della sonda ecografica, un terzo metodo prevede l'uso di un *tracking* magnetico. La tecnica del prossimo futuro prevede l'uso di sonde a matrice.

Il primo metodo è stato adottato da diverse industrie con approcci leggermente differenti l'una dall'altra. È la tecnica più usata e meno dispendiosa in termini economici in quanto prevede la scansione manuale e la localizzazione spaziale del movimento grazie ad un dispositivo elettromagnetico di posizione. Il movimento del trasduttore deve essere lento, dolce ed a velocità costante. La stazione di lavoro esterna ricostruisce il volume, ma non consente misurazioni lungo la terza dimensione. La possibilità di eseguire meccanicamente il movimento della sonda per l'acquisizione di un volume definito, è stata sviluppata principalmente dalla società Kretz (COMBISON). Questo ultimo metodo può essere utilizzato sia con la sonda per gli organi superficiali, sia per la sonda endocavitaria. Il limite di questi metodi è rappresentato dai tempi di acquisizione del volume e dal numero di scansioni necessarie per ottenere il massimo delle informazioni ultrasonore (Fig. 5).

Nei sistemi 3D con *tracking* magnetico il campo magnetico nel quale si muove la sonda è generato da un trasmettitore posto vicino al paziente: un piccolo ricevitore è accoppiato al trasduttore e permette così la definizione della reale posizione della sonda nello spazio. Con questo sistema il trasduttore è mosso liberamente dall'operatore che non è obbligato ad un movimento di scansione ben definito. La stazione di lavoro riceve in tempo reale le coordinate e ricostruisce il volume di scansione in modo coerente con il reale movimento della sonda nello spazio. Rispetto alla tecnica di acquisizione a mano libera, l'immagine 3D acquisita con questo metodo consente misurazioni reali nei tre piani dello spazio.

Accanto ai metodi proposti si sta sviluppando prepotentemente anche l'imaging ecografico 3D con sonde "a



**Figura 5.** L'interesse dell'ecografia 3-D sta nella possibilità di acquisire informazioni su un volume totale ed avere la possibilità di trattare l'immagine sulla *console* di lavoro per ottenere *off line* le immagini desiderate nei tre piani dello spazio x,y,z. Le soluzioni tecniche per l'acquisizione dell'immagine sono di diverso tipo: un primo metodo prevede lo scorrimento "a mano libera" della sonda, un secondo lo scorrimento meccanico della sonda ecografica, un terzo l'uso di un *tracking magnetico*. La tecnica del prossimo futuro prevede l'uso di sonde a matrice.

matrice". Mutuando la terminologia della matrice numerica della TC, le sonde ecografiche a matrice sono composte da un numero molto elevato di cristalli che vengono disposti a formare una matrice di 50x50 o di 64x64. L'eccitazione simultanea dei cristalli permette l'acquisizione di un volume secondo il profilo geometrico della sonda ed offre la possibilità di creare un'immagine tridimensionale in tempo reale con una focalizzazione di tipo lente elettronica circolare. La difficoltà dell'imaging tridimensionale con sonda a matrice risiede nella disponibilità dei trasduttori che sono molto costosi in ragione degli ostacoli tecnici (meccanici ed elettronici) per ottenere la connessione e l'eccitazione simultanea dei cristalli.

L'imaging 3D ha visto accrescere le sue applicazioni in questi ultimi anni particolarmente in campo ginecologico-ostetrico per la diagnosi delle malformazioni fetali e le applicazioni endocavitarie. Un altro settore di notevole interesse e di ricerca è l'imaging vascolare 3D e poggia sull'acquisizione volumetrica in power-Doppler. Queste applicazioni non devono far dimenticare la presenza di possibili artefatti legati alla propagazione degli ultrasuoni e la cui interpretazione diventa molto più delicata e difficile nell'imaging volumetrico.

## 7. IMAGING AD ALTA FREQUENZA e NUOVI TRANSDUTTORI

Numerosi centri di ricerca hanno proposto l'uso di alte frequenze in trasmissione con l'obiettivo di migliorare la risoluzione dei sistemi ecografici nonostante i fenomeni di assorbimento degli US nei tessuti (5-7). La risoluzione laterale di un trasduttore è data dalla relazione  $lf/d$  ( $l$  = lunghezza d'onda;  $f$  = distanza focale;  $d$  = diametro del trasduttore) e può variare da 300  $\mu\text{m}$  con una frequenza di 15 MHz a 30  $\mu\text{m}$  con una frequenza di 100 MHz. La risoluzione assiale dipende dalla frequenza degli ultrasuoni ma soprattutto dalla qualità della risposta del *beamformer* in trasmissione ed in ricezione. Per ottimizzare queste risoluzioni, gli elementi del sistema ecografico devono avere delle *performances* molto elevate: sensibilità del trasduttore, ampiezza di banda dell'impulso ed elettronica adattata. 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, PVDF o Niobato presenta limiti in termini di frequenza, di accoppiamento elettrico o di fabbricazione. Questo ha stimolato lo sviluppo di nuovi materiali come le ceramiche composite a grana fine, i polimeri a nuova connessione o i *films* ceramici, materiali che hanno permesso un miglioramento incredibile in termini di sensibilità. Il *backing layer* in queste sonde deve essere particolarmente ben curato ed adattato per non compromettere la banda passante e la risoluzione assiale. Le sonde ecografiche ad alta frequenza possono essere di due tipi: 1) a base di un solo cristallo attivo o, 2) sotto forma di barrette. Il primo tipo è quello in questo momento più utilizzato nelle diverse applicazioni mediche. L'immagine in B-Mode è ottenuta con una scansione meccanica (tessuti

superficiali) o con la rotazione di uno specchio a ridosso della ceramica. La seconda variante tecnica, molto più delicata e difficile da realizzare, è riservata esclusivamente all'imaging endocavitario ed è limitata dalle difficoltà di ottenere una focalizzazione ottimale. Le alte frequenze hanno permesso degli sviluppi spettacolari nello studio della pelle (dermatologia e cosmetologia), dell'occhio (segmento anteriore) e dei vasi (lesioni ateromatose).

## 8. OSTEODENSITOMETRIA AD ULTRASUONI

La necessità di avere diagnosi sensibile alle modificazioni strutturali della trama ossea ed al tempo stesso riproducibile ha portato ad esplorare la capacità dei metodi ecografici per valutare e quantificare le variazioni della trama del tessuto osseo (8). L'uso di sonde a bassa frequenza (500 kHz) permette di superare il limite dell'assorbimento molto importante nell'insonazione dell'osso. A differenza della densitometria ossea a doppio raggio fononico che esplora il rachide lombare, la densitometria ossea ad ultrasuoni viene registrata comunemente a livello canale. La densitometria ad US della testa del radio ha mostrato risultati meno riproducibili. I parametri quantitativi disponibili per questa tecnica sono di due tipi: attenuazione dell'onda ultrasonora (funzione dell'assorbimento e della diffusione) e velocità dell'onda ultrasonora (funzione della massa ossea e della 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 unica misura lungo un asse determinato e ponevano il problema della riproducibilità delle misurazioni. Gli apparecchi attuali consentono di ricostruire, dal movimento automatico della sonda, misure molto riproducibili. I limiti derivano dalla mancanza di una adeguata validazione con la densitometria a doppio raggio fononico e dal fatto che questo metodo limita lo studio ad una regione scheletrica piccola e di scarso interesse.

## 9. TERAPIA CON ULTRASUONI

L'uso degli ultrasuoni 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 secondaria dei frammenti per via naturale. L'uso di questo sistema di focalizzazione (cupola sferica) è stata testata recentemente per provocare la comparsa di una cavitazione nei tessuti biologici e la loro distruzione per evaporazione (Pyrotech) (9-11). La potenziale applicazione di questo metodo per il trattamento di lesioni cancerose e attualmente oggetto di studio. Una seconda soluzione tecnica consiste nel generare un'onda focalizzata di maggiore durata, ma di media intensità, con lo scopo di innalzare la temperatura tessutale intorno ai 75/80°C (Abatermia) 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 associata con l'iniezione di microbolle vetrici di molecole terapeutiche (cavisoni) permetterà di associare il trattamento fisico con quello farmacologico. Gli ultrasuoni saranno utilizzati sia per sfruttare l'effetto diatermico, sia per liberare elettivamente a livello lesionale i principi chimici attivi contenuti nelle microbolle.

## CONCLUSIONI

La tecnologia digitale ha aperto sicuramente nuovi orizzonti nell'ecografia diagnostica e nel CD. La spinta propulsiva del B-Mode che nell'imaging morfologico appariva esaurita alla fine degli anni '80 si è rinfocolata con le possibilità offerte dal Doppler applicato all'ecografia. La ricchezza di informazioni funzionali sul circolo ha trasformato l'ecografia morfologica in ecografia morfo-funzionale e l'ecografista in angiوسonografista. Lo sviluppo della seconda armonica, dei mezzi di contrasto ecografici e dei nuovi algoritmi di trattamento dell'immagine favoriti dalla digitalizzazione del segnale saranno le tappe successive che renderanno l'ecografia sempre meno operatore dipendente. Il futuro dell'ecografia è nelle applicazioni terapeutiche e nella diffusione capillare come ausilio diagnostico indispensabile in tutte le branche della medicina interna con clinici preparati e di alta qualità.

**BIBLIOGRAFIA**

1. Dauzat M., Deklunder G., Aldis A., Rabinovitch M., Burte F., Bret PM. *Gas bubble emboli detected by transcranial Doppler sonography in patients with prosthetic heart valves: a preliminary report.* J Ultrasound Med 1994 ; 13 : 129-35.
2. Lethiecq M., Berson M., Feuillard G., Patat F. *Principles and applications of high-frequency medical imaging. Advances in Acoustic Microscopy*, Plenum Press, New York, 1996 : 39-102.
3. Spencer T., Ramo M.P., Salter D.M. et al. *Characterisation of atherosclerotic plaque by spectral analysis of intravascular ultrasound : an in vitro methodology.* Ultrasound Med Biol 1997 ; 2 : 191-203.
4. Tranquart F, De Bray JM, Georgescu M, Pourcelot L. *HITS cérébraux: diagnostic, pertinence clinique, perspectives.* J Mal Vasc 1997 ; 22 : 13-7.
5. Whitingham TA. *Modern developments in diagnostic ultrasound. Part 1. Transducer and signal processing developments.* Radiography 1995; 1:61-73.
6. Whitingham TA. *Technology. Section 1: New Transducers. Broadband transducers,* Europ Radiol 1999; S298-S303.
7. Chang P.H., Shung K.K., Levene H.B. *Quantitative measurements of second harmonic doppler using ultrasound contrast agents.* Ultrasound Med Biol 1996 ; 9 : 1205-14.
8. Laugier P., Giat P., Berger G. *Bone characterization with ultrasound: state of the art and new proposal.* Clinical Rheumatology 1994 ; 13 : 22-32.
9. Gelet A., Chapelon J.Y., Bouvier R., et al. *Treatment of prostate cancer with transrectal focused ultrasound: early clinical experience.* Eur Urol 1996 ; 29 : 174-83.
10. Haar G.T. *Ultrasound focal beam surgery.* Ultrasound Med Biol 1995; 9: 1089-100.
11. Clarke R.L., Haar G.R.T. *Temperature rise recorded during lesion formation by high-intensity focused ultrasound.* Ultrasound Med Biol 1997 ; 2 : 299-306.0