

L'ECOGRAFIA E IL COLOR-DOPPLER IN NEFROLOGIA. LE BASI TEORICHE DELL'ECOGRAFIA

Mario Meola^{1, 2}, Ilaria Petrucci²

¹Scuola Superiore S. Anna, Pisa

²U.O. Nefrologia Universitaria, Dipartimento di Medicina Interna, Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana, Pisa

Ultrasound and color Doppler in nephrology. Physical and technical principles

Sonography is an imaging technique that generates tomographic images using ultrasound. The sound constitutes mechanical energy transmitted in a medium by pressure waves. Sound waves with frequencies greater than 20 kHz are called ultrasounds. Diagnostic ultrasounds use frequencies from 1 to 20 MHz. Ultrasound equipment is composed of a scanner, an image monitor, and different transducers that transform acoustic energy into electrical signals and electrical energy into acoustic energy (piezoelectric effect). The spatial resolution defines the minimum distance between two reflectors or echogenic regions that can be imaged as separate reflectors. The spatial resolution is mainly determined by the array design (linear, curved and sectorial) and by the operative system of the transducer. Modern ultrasound machines are very sophisticated medical devices that often support many transducers, imaging modes and display devices. The scan converter memory is the device in which images are formed and then presented to the monitor and to the hard copy devices.

Conflict of interest: None

Financial support: The Authors have received no financial support for the preparation of the manuscript.

KEY WORDS:

Ultrasound artifacts, Biological effects of ultrasound, Physics of ultrasound, Ultrasound principles

PAROLE CHIAVE:

Artefatti ecografici, Effetti biologici degli ultrasuoni, Natura degli ultrasuoni, Principi basilari dell'ecografia

Indirizzo degli Autori:

Prof. Mario Meola
Scuola Superiore S. Anna
U.O. Nefrologia Universitaria
Dipartimento di Medicina Interna
Azienda Ospedaliero-Universitaria
Pisana
Via Paradisa 2
56126 Pisa
e-mail: mmeola@int.med.unipi.it

INTRODUZIONE

Negli ultimi decenni, sospinto dalla crescita esplosiva della tecnologia digitale, l'*imaging* renale ha avuto uno sviluppo tumultuoso (1-3). I risultati raggiunti sono eccezionali e sicuramente impensabili prima degli anni '80, quando le uniche indagini radiologiche disponibili in nefro-urologia erano l'urografia ev, la pielografia ascendente e l'angiografia convenzionale. L'ecografia *real-time* in scala di grigi, il *color-Doppler* (CD), il *power-Doppler* (PD), l'ecografia con contrasto (*contrast enhanced ultrasound*, CEUS), la tomografia assiale computerizzata spirale *multislices* a rapida acquisizione e ad alta risoluzione (TC) e l'*imaging* in risonanza magnetica nucleare (RM) hanno contribuito in modo determinante a questo miglioramento. La stessa angiografia è diventata più rapida e sicura con la tecnica di sottrazione dell'immagine. Tutti questi progressi tecnologici hanno affinato la diagnosi delle malattie renali e migliorato le procedure interventistiche e la valutazione dei risultati terapeutici.

L'ecografia, tecnica non invasiva, semplice, ripetibi-

le, ben tollerata e operatore-dipendente, può e deve far parte delle competenze del nefrologo poiché è l'*imaging* di prima scelta nei pazienti con malattia renale conosciuta o sospetta (1-3).

PRINCIPI BASILARI DELL'IMAGING ECOGRAFICO

L'eco-tomografia (*τεμνω* = tagliare, sezionare; *γραφη* = scrivere) è una tecnica che crea un'immagine bidimensionale di un organo o di un piano di scansione (Fig. 1) utilizzando gli ultrasuoni (US), una forma di energia meccanica che, nei limiti delle potenze acustiche impiegate in diagnostica, è priva di effetti biologici, a differenza delle radiazioni X (1-4).

NATURA ED EFFETTI BIOLOGICI DEGLI US

Gli US sono vibrazioni acustiche, onde di rarefazione e compressione che si trasmettono in un mezzo come l'aria, l'osso, i tessuti molli, l'acqua e il sangue, generando

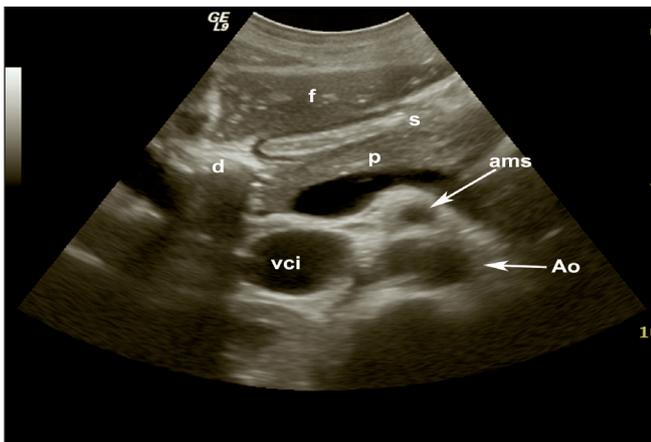


Fig. 1a e 1b - Scansione trasversale epigastrica (a). Ecografia B-Mode in scala di grigi (b). Il piano di sezione attraversa il lobo sinistro del fegato (f), lo stomaco (s), la giunzione gastro-duodenale (d), il pancreas (p), l'oliva portale, la vena cava inferiore (vci), l'aorta (Ao) e l'emergenza dell'arteria mesenterica superiore (ams).

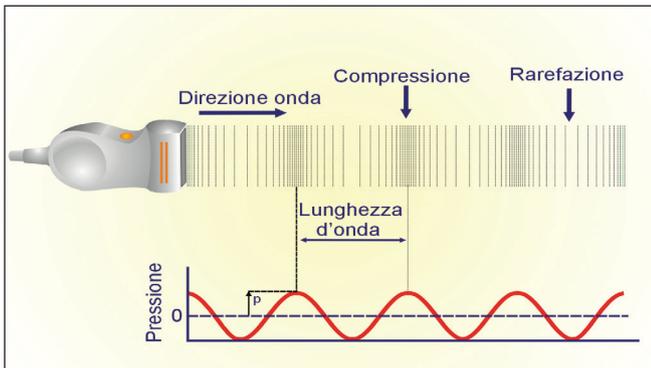


Fig. 2 - Schema di onda sonora. Gli US sono onde di rarefazione e compressione che si trasmettono in un mezzo generando un movimento oscillatorio delle molecole.

un movimento oscillatorio di va e vieni delle molecole che compongono il mezzo (Fig. 2). A livello molecolare la propagazione dell'onda ultrasonora genera attrito fra le molecole e microcorrenti nei fluidi biologici. Questo determina la produzione e la dispersione di calore (as-

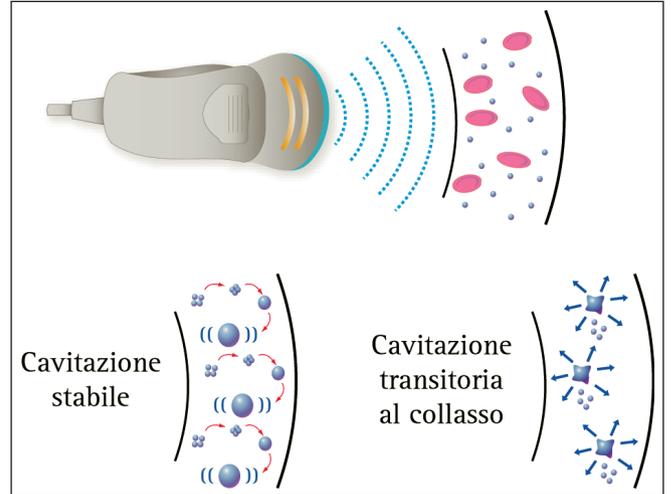


Fig. 3 - Cavitazione stabile e instabile. Il passaggio dell'onda US favorisce la confluenza delle molecole di gas disciolte nei fluidi biologici. In funzione della potenza acustica, le microbolle possono oscillare senza implodere (cavitazione stabile) o collassare (cavitazione instabile).

sorbimento). Il calore prodotto con il passaggio degli US può essere misurato con un parametro strumentale noto come **indice termico** o *thermal index* (TI). Nei tessuti molli, nella cartilagine e nell'osso, l'indice termico definisce la quota di energia acustica in grado di aumentare di 1 °C la temperatura dei tessuti attraversati (4-9).

A livello molecolare il passaggio dell'onda ultrasonora genera anche un secondo fenomeno fisico noto come *cavitazione*. Questo fenomeno definisce la tendenza intrinseca delle molecole di gas disciolte nei liquidi biologici a confluire fra loro sino a formare delle microbolle (Fig. 3). Al passaggio degli US, le microbolle che si formano per cavitazione possono oscillare in modo sincrono senza implodere (ossia espandersi e contrarsi in modo simmetrico al passaggio dell'onda sonora, cavitazione stabile) o in modo asincrono (si contraggono più rapidamente e si espandono più lentamente, cavitazione instabile). La risonanza asincrona può causare un'implosione delle microbolle e liberare quantità di energia infinitesime per le grandezze in gioco ma potenzialmente lesive a livello molecolare. Pertanto, la cavitazione asincrona generata da un'esposizione prolungata agli US è un fenomeno potenzialmente dannoso a livello molecolare o cellulare. La potenza acustica degli US è il parametro responsabile della cavitazione ed è misurata con l'**indice meccanico** o *mechanical index*. I livelli di energia utilizzati in ecografia diagnostica non possono superare i limiti adottati dalla FDA e accettati a livello internazionale, ossia un indice meccanico di 1.9. Per i tempi di esposizione di un comune esame diagnostico, questo livello di potenza acustica non è in grado di causare effetti biologici rilevanti anche nei tessuti umani embrionari e fetali (4-14).

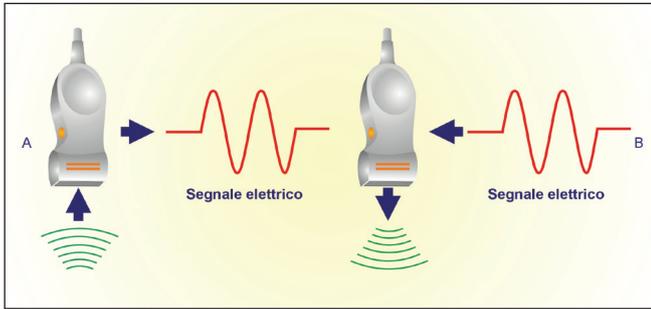


Fig. 4 - Effetto piezoelettrico diretto e indiretto. Gli elementi di ceramica del trasduttore convertono l'energia acustica in segnale elettrico e l'energia elettrica in impulso US.

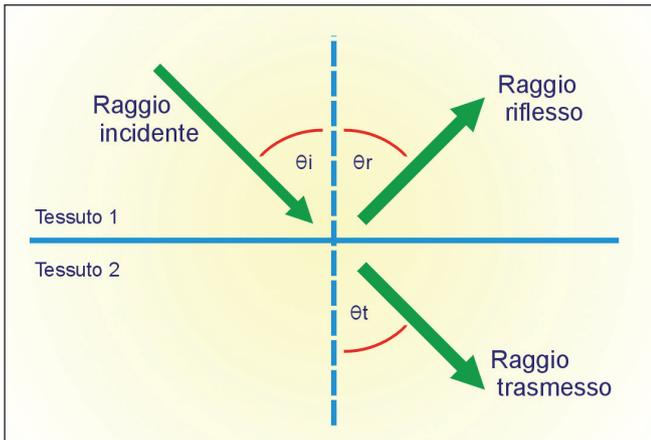


Fig. 5 - Riflessione diffusa e speculare. L'energia acustica riflessa è tanto più intensa quanto più l'angolo di incidenza degli US si avvicina a 90°.

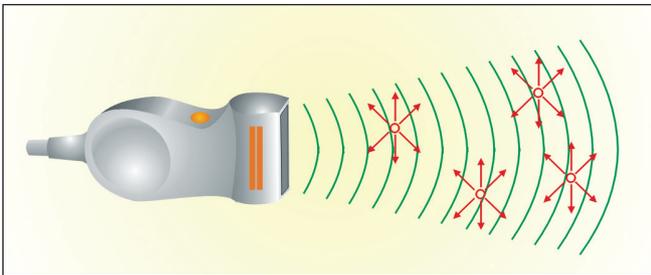


Fig. 6 - Fenomeno della dispersione di Rayleigh. I riflettori di spessore <1 mm con margini irregolari disperdono a 360° l'energia acustica. La quota di energia diffusa che cade nel campo sonoro del trasduttore è detta backscattering.

GENERAZIONE DEGLI US

In ecografia gli US vengono generati dagli elementi piezoelettrici della sonda ecografica o trasduttore. Si tratta di cristalli di ceramica (titanato-zirconato di piombo) che, sollecitati da un breve impulso elettrico di 1-3 cicli, entrano in vibrazione per *effetto piezoelettrico* indiretto, generando US di frequenza variabile ma proporzionale allo spessore degli elementi (in ogni caso dell'ordine dei MHz) (Fig. 4). Il fascio di US così generato viene lanciato nei tessuti per qualche

millesimo di secondo. Subito dopo, il trasduttore si pone in ascolto del segnale eco, ossia delle frequenze ultrasonore che sono riflesse dai tessuti attraversati in funzione delle loro caratteristiche strutturali e dell'impedenza acustica, ossia della resistenza che offrono al passaggio degli US. La velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (interfacce) è relativamente bassa, per cui il tempo di percorrenza del fascio in andata-ritorno può essere facilmente calcolato in base all'equazione spazio/temporale:

$$T = 2D/c$$

ove T è il tempo, D è la distanza e c è la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici. Nei tessuti molli e nei liquidi gli US si propagano con una velocità variabile da 1550 a 1600 m/s e nell'osso alla velocità di 4080 m/s. Le apparecchiature ecografiche sono tarate su un valore medio di velocità di 1540 m/s (4). Pertanto, se un riflettore è situato a 1 cm di distanza dal trasduttore, il tempo che gli US impiegheranno per raggiungerlo e ritornare alla sonda (*time of flight*) sarà: $T = 2D/c$, ossia $(2 \times 1 \text{ cm}) / 0.154 \text{ cm}/\mu\text{s} = 13 \mu\text{s}$.

FORMAZIONE DELL'IMMAGINE

Il segnale acustico di ritorno dai tessuti ha un'intensità variabile in funzione della riflessione che gli US subiscono nei tessuti. Quando il bersaglio acustico degli US è rappresentato da strutture lineari di spessore >1 mm come, per esempio, la capsula del fegato, le pareti dei vasi, i muscoli, ecc., l'energia acustica riflessa è intensa e tanto più elevata quanto più l'angolo di incidenza degli US è vicino a 90° (*riflessione diffusa e riflessione speculare*) (Fig. 5). In altri termini, l'energia riflessa dalle interfacce tissutali è tanto maggiore quanto più l'angolo di incidenza del fascio US è ortogonale (*riflessione speculare*). Naturalmente i tessuti sono eterogenei e non contengono solo riflettori speculari ma sono costituiti in prevalenza da strutture microscopiche con profili irregolari come i capillari, i linfatici, i *rouleaux* di globuli rossi che circolano nei vasi e la trama reticolare di sostegno, ossia tutti bersagli di spessore ≤ 1 mm. Orbene, quando il fascio US incidente colpisce questi bersagli, non è riflesso ma viene disperso in ogni direzione. La *dispersione* o *scattering* definisce un fenomeno acustico per cui un riflettore investito dagli US si comporta a sua volta come una piccola sorgente acustica che diffonde l'energia sonora a 360° (Fig. 6). Il fenomeno della dispersione, o *scattering*, partecipa alla formazione dell'immagine con un segnale di intensità di gran lunga meno forte rispetto alla riflessione speculare. Lo

scattering è direttamente proporzionale alla potenza acustica e alla frequenza degli US ed è indipendente dall'angolo di incidenza del fascio US. La somma degli echi speculari e dello *scattering* raccolto nel piano di scansione o campo sonoro rappresenta il segnale grezzo da cui si forma l'immagine in scala di grigi. Nell'immagine in scala di grigi ciascun singolo riflettore è rappresentato con un punto di brillantezza (*pixel = picture element*), la cui intensità nella scala dei grigi è proporzionale all'intensità del segnale eco. Pertanto, i segnali molto intensi vengono rappresentati con il bianco, l'assenza di segnale viene rappresentata con il nero e i segnali di intensità intermedia con una tonalità proporzionale di grigio.

La *rifrazione*, ossia la propagazione degli US in profondità attraverso le varie interfacce tissutali che compongono il piano di scansione, e l'*assorbimento*, ossia la dispersione di energia termica, completano i fenomeni fisici che si generano con la propagazione degli US (4-14).

TEST DI VERIFICA

1) Gli ultrasuoni sono una forma di:

- Energia elettromagnetica che si propaga anche nel vuoto
- Energia meccanica che attraversa un mezzo fisico come un'onda di rarefazione e compressione
- Energia magnetica che pone in vibrazione i tessuti
- Energia termica
- Radiazioni gamma.

2) I potenziali effetti biologici degli US sono legati all'indice meccanico (*Mechanical Index, MI*) e all'indice termico (*Thermal Index, TI*). Secondo le normative della FDA, il MI non può superare:

- 0.5
- 1
- 1.9
- 3
- 5.

3) L'indice termico definisce la potenza di un fascio US che:

- Aumenta di 1 °C la temperatura dei tessuti attraversati
- Aumenta di 1/10 di °C la temperatura dei tessuti attraversati
- Non provoca nessun effetto termico nei tessuti
- Non causa alcun effetto biologico
- È in grado di ledere la membrana cellulare.

4) Gli US si propagano con maggiore velocità:

- Nell'osso
- Nei tessuti molli
- Nell'aria
- Nel parenchima epatico
- Nei liquidi.

5) La cavitazione è un fenomeno che si verifica nei tessuti biologici attraversati dagli US e descrive:

- Effetto termico che gli US generano per la frizione delle molecole del mezzo
- Formazione di microcorrenti nei liquidi cellulari e pericellulari
- Danno biologico che gli US generano a livello molecolare per l'effetto termico
- Fenomeno di risonanza a cui vanno incontro le microbolle dei MdC
- Tendenza delle molecole di gas a confluire e a formare microbolle che tendono a implodere.

CONVERSIONE ANALOGICO-DIGITALE DEL SEGNALE

L'insieme degli effetti fisici descritti e legati alla propagazione (riflessione, dispersione, rifrazione, assorbimento) causa una progressiva attenuazione degli US dai campi più superficiali a quelli più profondi. L'attenuazione è di circa 1 dB/cm di tessuto attraversato e nelle apparecchiature ecografiche viene corretta agendo su due funzioni distinte e complementari che sono il *guadagno totale* e il *guadagno differenziale* o *Time Gain Compensation (TGC)*. Il gain totale amplifica in modo uniforme tutti gli echi del campo sonoro, mentre il TGC regola il guadagno in funzione della profondità di campo. In ricezione, l'insieme degli echi di ritorno sollecita i cristalli attivi della sonda generando per *effetto piezoelettrico diretto* un segnale elettrico detto di radiofrequenza nativo (RF) (4-9). Questo segnale contiene un'enorme quantità di informazioni grezze che possono essere variamente elaborate e analizzate dall'*hardware* dell'apparecchiatura ecografica o da *software* esterni. Nell'*hardware* dell'ecografo il segnale RF subisce tutta una sequenza di elaborazioni (*processing*), fra cui le più importanti, in senso assoluto, sono l'amplificazione e la conversione analogico-digitale (Fig. 7). Quest'ultima fase della processazione del segnale RF consente di riportare nella matrice numerica della memoria elettronica o *scan-converter* l'intensità del segnale eco che ha origine dall'intero campo di scansione. Il segnale RF è un segnale continuo o analogico (che varia in ogni momento). La conversione digitale avviene grazie a una sequenza più o meno alta di campionamenti digitali. Più elevata è la capacità di elaborazione dell'apparecchiatura (*byte*),

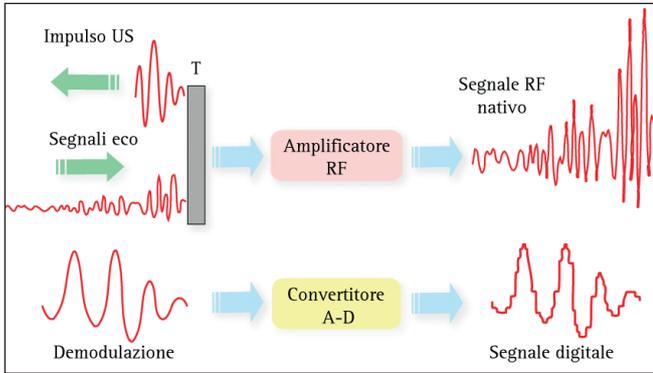


Fig. 7 - Digitalizzazione del segnale e conversione analogico-digitale. Il segnale eco riflesso dai tessuti viene convertito dal trasduttore in un segnale elettrico continuo che viene prima amplificato e demodulato e infine digitalizzato dal convertitore analogico-digitale. I numeri binari che corrispondono a ciascuno step di digitalizzazione sono, quindi, immagazzinati nella matrice di memoria dello scan-converter.

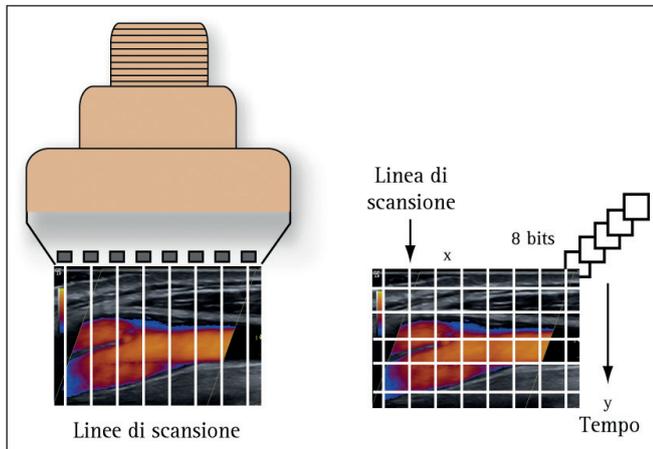


Fig. 8 - Scan-converter. La distribuzione spaziale del segnale nella matrice di memoria corrisponde alla linea di scansione e alla profondità da cui origina.

tanto maggiore è il numero di campionamenti e più fedele è la riproduzione del segnale analogico. Naturalmente ogni punto di campionamento della curva analogica corrisponde a un valore numerico su base binaria che rappresenta l'intensità del segnale. La distribuzione spaziale del segnale nella matrice di memoria corrisponde alla linea di scansione da cui esso ha origine e alla profondità da cui deriva (Fig. 8). In questo modo il codice numerico viene incolonnato nella matrice digitale in un punto ben preciso che corrisponde alla linea di scansione e, in profondità, al tempo intercorso fra andata e ritorno del segnale. Per similitudine, la conversione analogico-digitale del segnale RF proveniente da un piano di scansione può essere comparata all'identificazione di un'intera coorte di soldati schierati in parata. Ciascun soldato rappresenta un *pixel* dell'immagine digitale e viene rappresentato nella memoria con un numero in funzione dell'intensità del segnale. La disposizione

spaziale del segnale viene identificata dal numero di linea in senso longitudinale e dal numero di fila in senso trasversale. Queste informazioni sono quindi proiettate dalla matrice numerica sul monitor o sullo schermo LCD ove formano un'immagine bidimensionale in scala di grigi, in cui il *pixel* è un punto di brillantezza che può essere bianco, nero o grigio in funzione dell'intensità del segnale eco (4-9).

RISOLUZIONE SPAZIALE DELL'IMMAGINE ECOGRAFICA

La qualità dell'immagine ecografica, o più semplicemente la risoluzione spaziale, è legata alla frequenza degli US. Questa è per definizione inversamente proporzionale alla capacità di penetrazione in profondità. Pertanto la risoluzione spaziale è tanto maggiore quanto più elevata è la frequenza e minore è la lunghezza d'onda. Viceversa è tanto minore quanto più bassa è la frequenza e maggiore è la lunghezza d'onda. Naturalmente, più elevata è la risoluzione spaziale, cioè quanto più breve è la lunghezza d'onda, minore è la capacità di penetrazione degli US (8-14). Considerato il rapporto di proporzionalità inversa tra frequenza e lunghezza d'onda e capacità di penetrazione, la soluzione di compromesso che viene comunemente adottata in ecografia diagnostica prevede l'uso di frequenze medio-basse per lo studio dell'addome profondo (frequenza nominale di riferimento 3.5 MHz) e l'uso di alte frequenze (7-10 MHz) per lo studio degli organi superficiali. Nelle applicazioni diagnostiche la gamma di frequenze usate varia da 2 a 20 MHz per una lunghezza d'onda variabile da 1.5 a 0.075 mm.

La risoluzione spaziale dell'immagine ecografica è legata principalmente alla *risoluzione assiale* e *laterale* del fascio US ma dipende anche dall'estensione della gamma dinamica dell'apparecchiatura o dalla capacità massima di rappresentare in scala di grigi echi di bassa e alta intensità (*risoluzione di contrasto*) e dal *frame rate*, ossia dal numero di immagini che si susseguono sul monitor nell'unità di tempo (*risoluzione temporale*). Il *frame rate* è dipendente dalla profondità/larghezza dell'immagine, dalla densità di linee e dal numero di cristalli che trasmettono US. La *risoluzione assiale* definisce la capacità di distinguere e separare due bersagli disposti lungo il medesimo asse di propagazione degli US, mentre la *risoluzione laterale* è la capacità di separare due punti disposti in due linee adiacenti. La *risoluzione assiale* è in genere pari alla metà della lunghezza d'onda dell'impulso per cui, se viene utilizzata una frequenza di 3.5 MHz, la *risoluzione assiale* massima è di circa 0.5-1 mm. La *risoluzione laterale* è massima nel punto focale della sonda. In

questa sede, per una frequenza di 3.5 MHz, la risoluzione laterale nel punto focale è di circa 2 mm. La *risoluzione assiale* e quella laterale sono strettamente legate alla frequenza, alla focalizzazione meccanica o elettronica del fascio US e alla tecnica di costruzione della filiera dei cristalli della sonda. Nelle sonde più recenti a larga banda e a matrice asimmetrica la collimazione del fascio viene facilitata dalla frammentazione del cristallo piezoelettrico e dall'elevato numero di canali diretti in trasmissione/ricezione (4).

ARTEFATTUALITÀ ECOGRAFICHE

L'ecografia convenzionale è gravata da numerosi artefatti che in alcuni casi possono compromettere la qualità dell'immagine. Alcuni di questi sono inutili e confondenti, altri, come il *cono d'ombra* e il rinforzo acustico di parete posteriore, sono tanto caratteristici da essere indispensabili per la diagnosi differenziale rispettivamente dei calcoli/calcifichiazioni o delle cisti (4-9). Gli artefatti sono segnali spuri o falsi che derivano dal rumore elettronico dell'apparecchiatura, dal rumore di fondo, da un'errata impostazione delle funzioni *B-Mode* (focalizzazione, risoluzione, *guadagno totale* e differenziale), da fenomeni di riflessione speculare e dispersione degli US, da un'abnorme attenuazione del fascio US (*cono acustico posteriore*, *rinforzo da parete distale*, *coni acustici laterali*) o da fenomeni di *riverberazione* (effetto pioggia, effetto specchio, *comet-tail artifact*, *ring-down artifact*).

Nell'immagine convenzionale in scala di grigi, il rumore di fondo è legato a fenomeni di interferenza costruttiva, cioè di sommazione di segnali molto deboli che hanno origine per dispersione dalle strutture microscopiche e che singolarmente non raggiungono la soglia di rappresentazione. Se segnali coerenti e in fase fra loro si sommano per interferenza costruttiva il segnale, sebbene spurio, raggiunge la soglia di rappresentazione. Il rumore o *speckle* si traduce in una diffusa granulosità di fondo che tende a uniformare la tessitura strutturale dei vari organi (fegato, milza, ecc.). In profondità, nonostante la focalizzazione, la naturale divergenza del fascio US riduce la risoluzione spaziale e contribuisce al decadimento della qualità dell'immagine. Artefatti di minore importanza hanno origine anche dalla larghezza o dallo spessore stratigrafico del fascio US o da fenomeni di rifrazione, cioè di variazione della velocità di propagazione degli US nei tessuti. Fra questi artefatti minori, l'artefatto da spessore del fascio US, che corrisponde allo spessore elevazionale, espone l'ecografia al rischio di "effetto da volume parziale".

La *riverberazione* è uno degli artefatti più frequenti

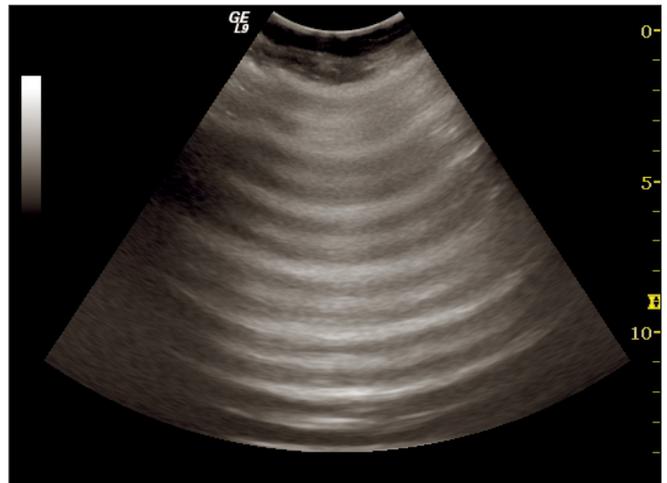


Fig. 9 - Riverberazione. Scansione nello spazio intercostale. L'interfaccia complessa pleura-polmone genera una riverberazione ripetuta del segnale.

che si realizza ogni volta che gli US attraversano strutture con impedenza acustica molto diversa fra loro (sonda-cute, tessuti molli-gas, bile-cristalli di colesterolo, ecc.). Questo salto di resistenza causa un rimbalzo ripetuto degli US e un segnale spurio. L'artefatto da *riverberazione* più conosciuto è quello che si genera quando il fascio US generato dalla sonda colpisce i tessuti molli superficiali o l'interfaccia complessa pleura-polmone negli spazi intercostali. L'intensa riflessione genera echi che ritornano alla sonda e che stimolano nuovamente i cristalli piezoelettrici. Questi, a loro volta, generano per ridondanza un impulso spurio che viene nuovamente rilanciato nei tessuti e riflesso verso la sonda generando un nuovo impulso spurio più debole e così via più volte. Il risultato artefattuale nell'immagine *B-Mode* è la rappresentazione ripetuta e simmetrica di una serie di bande iperecogene, ciascuna delle quali, eccetto la prima, corrisponde a una *riverberazione* che si ripete a intervalli costanti ma a maggiore profondità nell'immagine, in relazione al tempo intercorso dal segnale e dall'eco spurio per raggiungere il trasduttore (Fig. 9). Il fenomeno della *riverberazione* con varie gradualità si crea ogni qualvolta il fascio è riflesso da strutture molto riflettenti. Il *comet-tail artifact*, descritto come un segno artefattuale utile per la diagnosi di congestione polmonare, così come il *ring-down artifact* gastrico o intestinale sono esempi di *riverberazione* che si generano quando il fascio US colpisce interfacce molto riflettenti come la barriera aria/acqua.

Il *rinforzo di parete posteriore* si realizza quando una struttura cava ripiena di liquido non attenua in modo omogeneo il fascio US rispetto ai tessuti circostanti. Posteriormente alle cisti e a tutte le cavità ipocogene naturali o neofornate (vescica, raccolte sierose, ematomi in fase di organizzazione, ecc.) si

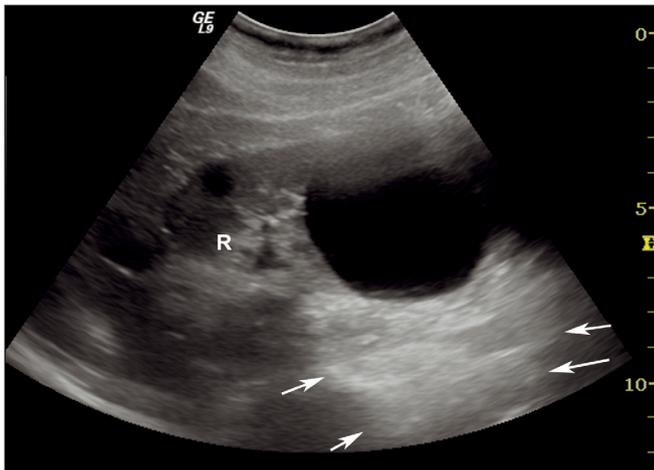


Fig. 10 - Rinforzo di parete distale. Il rinforzo di parete posteriore si realizza quando una struttura cava (cisti renale semplice) ripiena di liquido non attenua in modo omogeneo il fascio US rispetto ai tessuti circostanti.

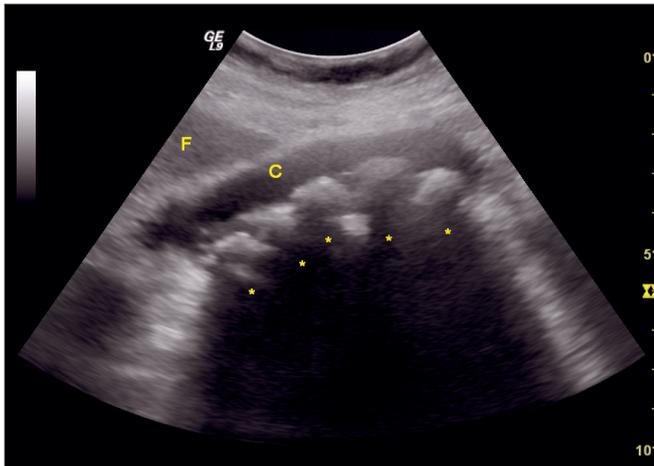


Fig. 11 - Cono acustico posteriore. È un artefatto che si genera posteriormente a strutture che hanno una grande capacità di assorbimento (calcoli, calcificazioni) o di riflessione degli US (gas intestinale). F = fegato; C = colecisti; * = cono d'ombra.

evidenzia un intenso *rinforzo* artefattuale (Fig. 10). Il *cono d'ombra* o cono acustico posteriore è un artefatto molto conosciuto che si genera posteriormente a strutture che hanno viceversa una grande capacità di assorbimento o di riflessione degli US, come l'aria, l'osso, la cartilagine, i calcoli (Fig. 11), le *clips* metalliche, i corpi estranei, ecc. (4-14). Artefatti di minore importanza sono i coni acustici laterali che si formano posteriormente ai margini di una lesione curvilinea ipo-anecogena e gli artefatti da lobi parassiti. L'*artefatto specchio* è un artefatto confondente ma spettacolare. Consiste nella riproposizione speculare, quindi rovesciata, di una struttura parenchimale situata a ridosso di una superficie speculare. L'esempio più conosciuto è l'*artefatto specchio* del diaframma che riflette specularmente il parenchima epatico nello spazio pleurico (Fig. 12).

TEST DI VERIFICA

6) La riflessione speculare e diffusa è un fenomeno fisico che si verifica quando:

- Il fascio di US colpisce strutture lineari di spessore $< \frac{1}{2}$ mm
- Il fascio incidente colpisce una struttura a 90°
- Il fascio incidente colpisce una struttura a 30°
- Il fascio di US colpisce interfacce lisce e regolari con spessore > 1 mm
- È un artefatto dell'immagine *B-Mode*.

7) Quali sono gli eventi fisici che si accompagnano alla propagazione degli US nei tessuti?

- Assorbimento e generazione di calore
- Assorbimento, riflessione speculare e diffusa
- Riflessione speculare e diffusa, assorbimento, rifrazione
- Assorbimento, riflessione speculare e diffusa, dispersione, rifrazione
- Dispersione e riflessione speculare.

8) Quali sono i segnali eco che vengono utilizzati per generare l'immagine *B-Mode* in scala di grigi?

- I segnali eco derivanti dalla riflessione speculare e semplice
- I segnali derivanti dallo *scattering*
- I segnali derivanti dalla rifrazione
- Il segnale derivante dall'assorbimento e dallo sviluppo di calore
- Gli echi derivanti dalla riflessione speculare e diffusa e dalla dispersione semplice.

9) Nelle applicazioni diagnostiche la gamma di frequenze usate varia da:

- 2-10 Hz
- > 10 Mhz
- < 2 Mhz
- 2-10 MHz
- Non esiste un range.

TIPI DI SCANSIONE

La *scansione lineare* ha un formato geometrico rettangolare e viene generata da un trasduttore con una serie lineare (*linear array*) di cristalli piezoelettrici. Gli elementi (fino a 512) sono disposti l'uno accanto all'altro e vengono attivati in sequenza, in piccoli gruppi, grazie al controllo di un impulsatore elettronico o *beam former* che regola gli intervalli e la sequenza temporale di stimolazione. Nella *scansione lineare* la qualità dell'immagine, ossia la risoluzione spaziale, è ottima, poiché le linee di scansione sono numerose, lineari e parallele fra loro. Il trasduttore lineare è particolarmente idoneo per lo studio de-

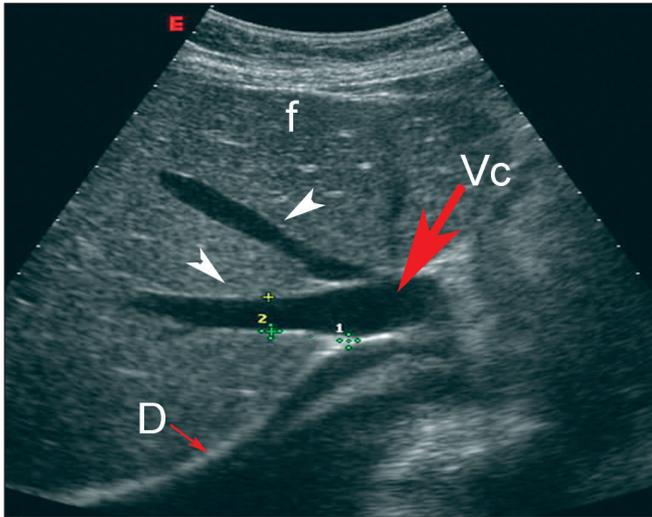


Fig. 12 - Effetto specchio. Riproduce in modo speculare e in sede atipica una struttura parenchimale (fegato, vena cava) situata a ridosso di un'interfaccia speculare (diaframma). F = lobo destro del fegato; d = muscolo diaframma; Vc = vena cava inferiore.

gli organi superficiali (*sonde small parts*) e permette di utilizzare frequenze di trasmissione molto elevate (da 7.5 sino a 15 MHz). La *scansione convex* ha un formato geometrico trapezoidale, a cono tronco. In questo tipo di trasduttore la filiera dei cristalli è disposta ad arco, lungo una superficie ricurva (*curved array*). Questa geometria di scansione rappresenta un compromesso fra la *scansione lineare* e quella settoriale. Utilizzando frequenze di trasmissione variabili da 2 a 5-6 MHz, questi trasduttori consentono uno stretto contatto con la pelle, una buona risoluzione dei campi superficiali ma anche un'adeguata penetrazione del fascio in profondità. In questo caso, le linee di scansione del campo sonoro non sono lineari ma a ventaglio, per cui nella matrice dello *scan-converter* non tutti i *pixel* vengono attraversati in modo completo dalle linee di scansione. Pertanto, molti punti dell'immagine vengono ricostruiti per interpolazione, ossia operando una media del valore fra due *pixel* adiacenti. La *scansione settoriale* è una scansione geometrica conica e triangolare che tende a bruciare il segnale dei campi più superficiali e ad aprirsi a ventaglio in profondità. Questo tipo di scansione può essere ottenuto con un movimento oscillatorio meccanico della filiera di cristalli (settoriale meccanica) o con un'eccitazione seriale ed elettronica dei cristalli (*phased array*). La grandezza limitata della testa della sonda permette di ottenere un'ottima penetrazione del fascio US anche quando la superficie di contatto è molto piccola, come gli spazi intercostali. Le sonde settoriali vengono usate preferibilmente in cardiologia con una frequenza di trasmissione di 1.5-3 MHz e solo occasionalmente in ecografia addominale.

REGOLAZIONE DELL'APPARECCHIO

Una diagnosi ecografica corretta è frutto non solo dell'esperienza e della scrupolosità individuale ma anche dell'accuratezza con cui l'operatore regola l'apparecchiatura in funzione delle applicazioni cliniche. Il *monitor* va attentamente regolato per ottenere le migliori *performances* di luminosità e di contrasto nelle aree più periferiche dell'immagine. La regolazione dei *set di pre-processing* è di competenza esclusiva dei tecnici dell'azienda produttrice. L'ecografista deve invece saper controllare alcune funzioni fondamentali come la potenza di trasmissione (*power output*), l'amplificazione globale degli echi (*total gain*), il *guadagno differenziale* o scala tempo-guadagno (*TGC*) e la dimensione del campo sonoro che a sua volta dipende dalla profondità di campo (*depth*) e dall'apertura dinamica o sintetica della sonda. Queste funzioni vanno ottimizzate con lo scopo di ottenere un'immagine omogenea con una luminosità uniforme. Gli errori che più frequentemente ricorrono nella regolazione sono un'erronea impostazione del *guadagno totale* (o troppo alto o troppo basso), un'erronea impostazione della *scala TGC* in funzione della profondità di campo e infine un sovra- o sottodimensionamento della profondità (*depth*) e dell'apertura laterale del campo sonoro (apertura dinamica). Questi errori di impostazione sono alla base di artefatti dell'immagine e quindi di errori di interpretazione, oltre che di una bassa qualità delle immagini riprodotte fotograficamente.

CONDIZIONE DI ESAME

È opportuno che l'esame venga eseguito in un locale non eccessivamente illuminato, ben temperato, e confortevole e in assoluta tranquillità. Prima di iniziare l'esame ecografico bisogna scegliere la sonda adatta e il *preset* indicato in funzione delle applicazioni cliniche dell'esame. Bisogna ricordarsi sempre di regolare il *monitor* e le funzioni fondamentali dell'ecografo. È estremamente importante, infine, conoscere l'anamnesi e le motivazioni cliniche che hanno portato alla richiesta dell'esame e prestare la massima attenzione al paziente, alle sue domande e alle sue risposte. Per ottenere una buona penetrazione del fascio US senza *riverberazione* è consigliabile usare quantità idonee di gel di contatto e, in presenza di una ferita aperta o recentemente suturata, è consigliabile per motivi igienici rivestire la sonda con un *condom* sterile, una busta di *cellophane* sterilizzata all'ossido di etilene o, in casi estremi, un guanto monouso senza talco. In ogni caso si consiglia di eseguire l'esame nelle condizioni ideali e in caso di incertezze sul referto di ripeterlo nelle condizioni più idonee.

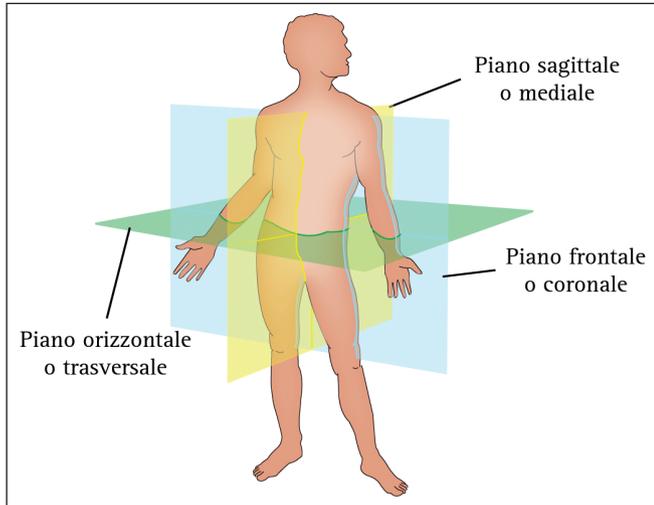


Fig. 13 - Fantoccio e coordinate cartesiane. A) Piano frontale, latero-laterale o coronale. B) Piano assiale o trasversale. C) Piano sagittale, longitudinale o antero-posteriore.

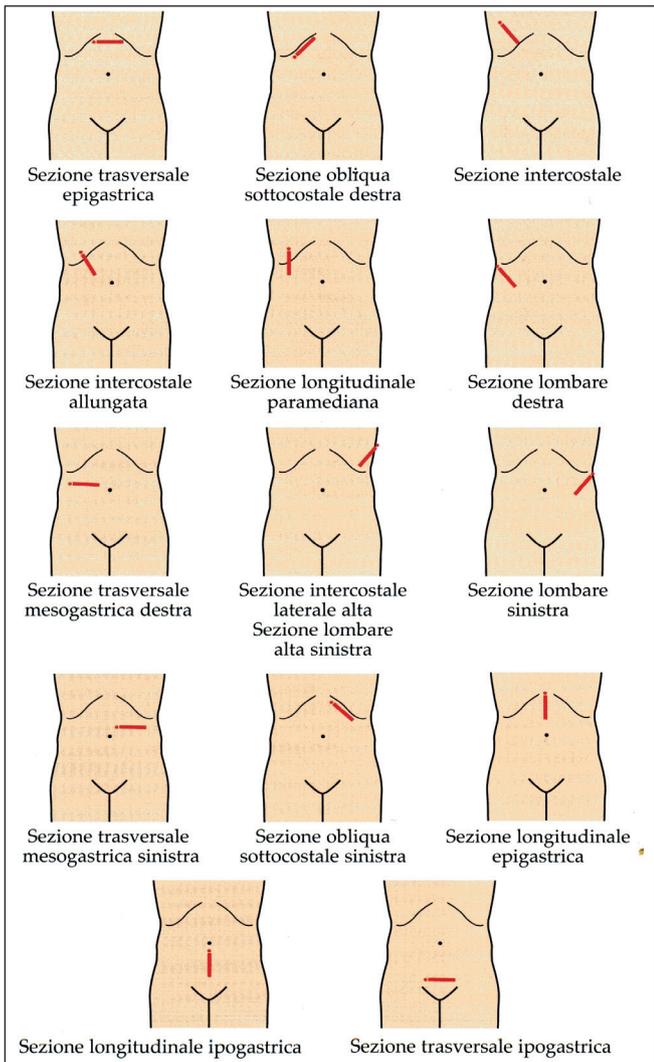


Fig. 14 - Piani di sezione standard. Paziente in decubito supino di riposo.

CLASSIFICAZIONE DEI PIANI DI SCANSIONE

L'ecografia è un'indagine stratigrafica e rappresenta in profondità e larghezza un'immagine bidimensionale che corrisponde a una sezione, cioè a uno strato sottile pari allo spessore elevazionale della sonda lineare o *convex*. I piani di taglio o di scansione possono essere suddivisi in base alle coordinate cartesiane in *longitudinali (sagittali o antero-posteriori)*, *trasversali o assiali e coronali o latero-laterali* (Fig. 13). Nel corso dell'esame, l'operatore deve far scorrere la sonda in modo che nelle scansioni assiali il lato destro del paziente corrisponda al margine destro della sonda e viceversa. Pertanto, nel *monitor* l'osservatore vede rappresentato in modo speculare il lato destro o sinistro del paziente. Nelle scansioni assiali la disposizione della sonda è facilmente controllabile poiché tutte le aziende ne segnano il lato destro con un piccolo *caliper* geometrico o luminoso. Nelle scansioni longitudinali o coronali per convenzione il caliper della sonda va disposto in senso cranio-caudale. Naturalmente, sul piano della profondità, nell'immagine ecografica le strutture più superficiali corrispondono ai piani più superficiali e, viceversa, le strutture più profonde ai piani profondi del campo. Come nella TC e nella RM, il piano elevazionale non viene rappresentato se non nell'ecografia volumetrica o tridimensionale (3D). A differenza dei piani di scansione TC e RM che sono fissi e prestabiliti nello *scout* pre-esame, l'ecografia è un'indagine libera che riproduce in tempo reale tutte le strutture esaminate secondo piani di taglio che possono essere diversi l'uno dall'altro, da un momento all'altro e secondo le intenzioni dell'esaminatore. Questo rappresenta il punto di forza del metodo ma anche il suo principale limite accanto alla mancanza di panoramicità, poiché impone che l'esaminatore sia in grado di leggere immediatamente l'immagine correlandola all'anatomia topografica e sistematica umana.

PIANI DI SCANSIONE E ANATOMIA ECOGRAFICA DELL'ADDOME

Per evitare di tralasciare reperti importanti nel corso dell'esame ecografico di *routine*, è molto importante che l'operatore proceda con metodo ripetendo in sequenza e in modo sistematico tutte le scansioni necessarie per individuare gli organi e le strutture vascolari presenti nell'addome superiore, nel retroperitoneo, nella regione lombare e nello scavo pelvico (Fig. 14). Una possibile sequenza per esplorare in modo sistematico l'addome prevede di iniziare l'esame con *scansioni trasversali e sagittali in sede epigastrica*, al fine di individuare il lobo epatico di sinistra, lo stomaco, la giunzione gastro-esofagea, il diaframma con l'emergenza dell'esofago, dell'aorta e la vena cava e, più in basso, il sistema portale con i suoi confluenti

TABELLA I - PIANI DI SCANSIONE STANDARD DELL'ADDOME

Piani di scansione in decubito supino	Organi visualizzati
Scansioni trasversali o assiali	
Epigastrica	Fegato, stomaco, duodeno, pancreas, aorta, vena cava inferiore, tripode, arteria mesenterica superiore, vena splenica, confluenza portale
Obliqua sottocostale destra	Fegato, colecisti, via biliare principale, vena porta
Obliqua sottocostale sinistra	Lingula del fegato, stomaco, milza, corpo-coda pancreas
Trasversale sovrapubica	Vescica, organi genitali maschili (vescicole seminali, prostata) e femminili (ovaio, tube, utero), retto, scavo Douglas
Epi-mesogastrica	Aorta, vena cava, arterie e vene renali
Scansioni longitudinali	
Intercostali alte e lungo le linee ascellari	Fegato, vie biliari intraepatiche, ilo epatico, colecisti, rami portalì
Linea ascellare anteriore e media destra	Rene destro, loggia surrenalica destra, vena cava
Linea ascellare anteriore e media sinistra	Rene sinistro, milza, loggia surrenalica sinistra, aorta
Mediana lungo la linea xifopubica e paracentrale destra e sinistra	Aorta e collaterali (tripode, arteria mesenterica superiore e inferiore)
Regione ipogastrica	Vescica e organi genitali maschili e femminili
Piani di scansione in decubito laterale	
Scansioni trasversali o assiali	
Regione ilare rene destro	Mesorene, ilo renale con arteria, vena e pelvi
Regione ilare rene sinistro	Mesorene, ilo renale con arteria, vena e pelvi
Piani di scansione longitudinali	
Coronale sul rene destro (linea ascellare media e posteriore)	Rene destro, surrene
Coronale sul rene sinistro (linea ascellare media e posteriore)	Rene sinistro, surrene

principali (vena splenica e mesenterica), i primi collaterali dell'aorta (tripode e arteria mesenterica superiore) e il pancreas. Per esplorare il fegato, la vena porta e le sue ramificazioni, la colecisti e le vie biliari è opportuno proseguire l'esame con *scansioni oblique sottocostali destre e intercostali alte e scansioni longitudinali sulla linea ascellare anteriore*. A sinistra, per esplorare la milza e la flessura del colon si usano le stesse scansioni. In seguito, per esplorare la regione retroperitoneale mediana e i grandi vasi è opportuno eseguire una *scansione longitudinale paramediana destra e sinistra*. Per definire sede, morfologia, struttura e rapporti del rene destro (fegato, colon destro, intestino e parete muscolare posteriore) e sinistro (milza, coda del pancreas, colon sinistro e parete addominale posteriore) bisogna continuare l'esame con *scansioni coronali in sede lombare destra e sinistra*, lungo la linea ascellare anteriore e posteriore e in seguito con *scansioni trasversali in sede ipocondrio-fianco destro o sinistro* per lo studio delle strutture ilari. La scansione trasversale *meso-epigastrica* a questo punto è indispensabile per identificare in senso cranio-caudale l'origine delle arterie renali e dell'arteria mesenterica inferiore, la biforcazione aortica nei vasi iliaci comuni e la confluenza delle vene

iliache in vena cava inferiore. Le *scansioni longitudinali e trasversali della regione ipogastrica* completano l'esame di routine studiando gli organi dello scavo pelvico nel maschio (vescica, prostata, vescicole seminali) e nella femmina (vescica, utero, ovaie e annessi). Nella Tabella I vengono riepilogate le scansioni *standard* per lo studio degli organi addominali.

TEST DI VERIFICA

10) I tessuti superficiali devono essere studiati preferibilmente con una frequenza di trasmissione di:

- <3.5 MHz
- <5 MHz
- 7.5-10 MHz
- >10 MHz
- Qualsiasi frequenza.

11) La risoluzione spaziale, cioè la risoluzione assiale e laterale, è:

- Tanto maggiore quanto più elevata è la frequenza e minore è la lunghezza d'onda

- b. Tanto maggiore quanto maggiori sono la frequenza e la lunghezza d'onda
- c. Tanto minore quanto maggiore è la frequenza e minore è la lunghezza d'onda
- d. Più elevata quanto maggiore è la penetrazione degli US
- e. Elevata quando minore è lo scattering.

12) Quali sono i piani di riferimento nelle scansioni ecografiche degli organi viscerali?

- a. Piano sagittale e frontale
- b. Piano sagittale antero-posteriore, latero-laterale e coronale
- c. Piano sagittale antero-posteriore, latero-laterale o coronale, assiale o trasversale
- d. Piano assiale, trasversale e coronale
- e. Piano sagittale, antero-posteriore e assiale.

13) L'attenuazione degli US che viene regolata con il Gain o la scala TGC dai campi più superficiali a quelli più profondi equivale a circa:

- a. 0.1 dB/cm
- b. 1 dB/cm
- c. 10 dB/cm
- d. 20 dB/cm
- e. >20 dB/cm.

14) Su quali parametri viene giudicata la capacità di risoluzione di un'apparecchiatura ecografica?

- a. Tipo di focalizzazione della sonda
- b. Attenazione che gli US subiscono in base alla potenza acustica di trasmissione
- c. Numero di canali in ricezione e in trasmissione
- d. Numero di cristalli che compongono il trasduttore e ampiezza della scala di grigi
- e. Risoluzione laterale e assiale, risoluzione temporale e risoluzione di contrasto.

RIASSUNTO

L'ecografia è una tecnica di imaging che genera un'immagine tomografica sfruttando una forma di energia meccanica, gli ultrasuoni. Il suono è una forma di energia meccanica che viene trasmessa in un mezzo da onde di rarefazione e compressione. Le onde acustiche di frequenza >20 KHz sono definite ultrasuoni. L'ecografia diagnostica utilizza frequenze variabili nel range fra 1 e 20 MHz. Lo scanner, il monitor e il trasduttore sono le componenti elettroniche essenziali di un apparecchio ecografico. Le sonde sono trasduttori capaci di convertire l'energia acustica in segnali elettrici e l'energia elettrica in energia acustica (effetto piezoelettrico). La risoluzione spaziale di un trasduttore si riferisce alla proprietà di distinguere due riflettori o due interfacce diverse come riflettori separati su un'immagine. Il design (lineare, convex, settoriale) e il funzionamento dei trasduttori è il fattore più importante nel determinare la risoluzione spaziale. Le apparecchiature ecografiche attuali sono strumenti elettromedicali molto sofisticati, capaci di gestire più trasduttori, modalità operative diverse e vari dispositivi di visualizzazione e raccolta delle immagini. La matrice di memoria o scan-converter è il dispositivo elettronico dell'ecografo in cui si formano le immagini presentate nel monitor, archiviate su dispositivi elettronici o riprodotte su copia cartacea.

DICHIARAZIONE DI CONFLITTO DI INTERESSI

Gli Autori dichiarano di non avere conflitto di interessi.

CONTRIBUTI ECONOMICI AGLI AUTORI

Gli Autori dichiarano di non aver ricevuto sponsorizzazioni economiche per la preparazione dell'articolo.

La versione multimediale della rassegna è liberamente consultabile sul sito www.econefro.org

BIBLIOGRAFIA

1. Harvey CJ, Pilcher JM, Eckersley RJ, Blomley MJ, Cosgrove DO. Advances in ultrasound. Clin Radiol 2002; 57: 157-77.
2. Claudon M, Tranquart F, Evans DH, Lefevre F, Correas JM. Advances in ultrasound. Eur Radiol 2002; 12: 7-18.
3. O'Neill WC. Renal ultrasonography: a procedure for nephrologists. Am J Kidney Dis 1997; 30: 579-85.
4. Meola M. Ecografia clinica e color Doppler in Nefrologia. Vol. 1. Capp. 1-3. pp. 3-96. Eureka Editore Lucca 2007.
5. Ermett H. Signal processing in functional and morphological ultrasound imaging. In: Bogdan U, Becker G, Sclachetzki F. (Eds): Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography. Blackwell Wiss-Verlag, Berlin 1998.
6. Gebel M. Ultrasound in gastroenterology and hepatology. Gebel M. (Ed): Physical and technical principles. Blackwell Wiss-Verlag, Berlin, 1998.
7. Hedrick WR, Hykes L, Starchman DE. Ultrasound Physics and Instrumentation. Cap. 1. pp. 18-36. Mosby, St. Louis, 1995.
8. Hricak H. Renal ultrasound. Sarti DA. (Ed): Diagnostic ultrasound. Text and cases. 2nd ed. Cap. 9. pp. 350-64. Year Book, Chicago 1987.
9. Pisani R, Liboni W. Principi fisici degli ultrasuoni. In: Ecodoppler vascolare. Rabbia C, De Lucchi R, Cirillo R (Eds). Edizioni Minerva Medica, Torino, 1999.
10. Rizzato G. Evolution of ultrasound transducers: 1.5 and 2D arrays. Technology Section 1: New transducers. Eur Radiol 1999; 9: S304-6.
11. Whittingham TA. An overview of digital technology in ultrasonic imaging. Technology Section 2: Digital technology. Eur Radiol 1999; 9: S307-11.
12. Whittingham TA. Broadband transducers. Technology Section 1: New transducers. Eur Radiol 1999; 9: S298-303.
13. Zagzebski JA. Physics of diagnostic ultrasound. Essentials of Ultrasound Physics. Zagzebski JA, Ed. Cap. 1, pp. 20-8. Mosby, St. Louis, 1996.
14. Meire HB. Doppler. Cap. 6, pp. 81-113. In: Abdominal and General Ultrasound. Ed. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Churchill Livingstone, London 2003.