

Principi fisici dell'ultrasonografia e criteri topografici in ecografia renale

M. Meola, E. Buoncristiani, A. Cupisti, V. Cozza, G. Bartotti

*Clinica Medica 1^a dell'Università
Servizio Nefrologia e Dialisi - Ospedale Regionale "S. Chiara", Pisa*

Fisica degli ultrasuoni

Nell'ambito della diagnostica per immagini (radiologia tradizionale, TC, RNM, tecniche radioisotopiche), la quasi totalità di queste viene acquisita avvalendosi delle proprietà fisiche e della interazione biologica di radiazioni elettromagnetiche.

L'**ecografia**, che ha aperto orizzonti diagnostici forse maggiori di altre tecniche più prestigiose, si basa invece sulle caratteristiche fisiche degli ultrasuoni (US).

Gli US non sono radiazioni, ma **vibrazioni meccaniche**, onde di rarefazione e compressione, di tipo elastico longitudinale, che non si propagano nel vuoto e la cui velocità di propagazione varia a seconda della densità del mezzo fisico di trasmissione.

Tre caratteristiche contraddistinguono le onde US dalle radiazioni

elettromagnetiche: queste ultime sono onde di tipo trasversale, che si propagano a velocità costante (300.000 Km/sec) e si trasmettono anche nel vuoto.

Avendo caratteristiche ondulatorie, gli US al pari delle radiazioni,

sono definiti dalle notazioni fisiche fondamentali della meccanica ondulatoria: *frequenza*, *lunghezza d'onda*, *intensità*, *velocità di trasmissione* (Fig. 1).

La **frequenza** (γ) esprime il numero di oscillazioni complete nell'unità

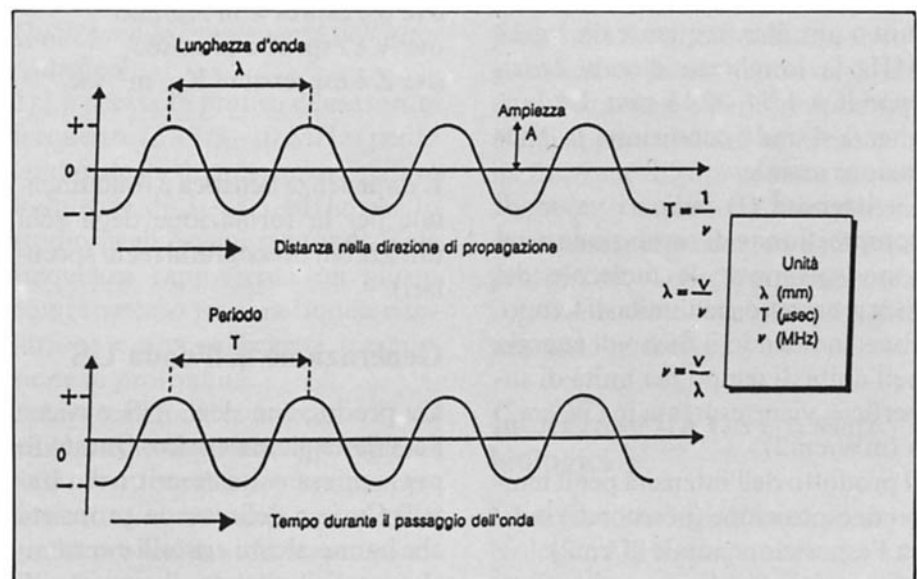


Fig. 1 - Onda sonora: Fisica fondamentale.

di tempo, e corrisponde all'inverso del periodo. Sua unità di misura è l'Hertz (1 ciclo/s). Sono multipli dell'Hertz il Kilohertz (KHz = 1.000 Hz) il megahertz (MHz = 10.000.000). Le vibrazioni percepite dall'orecchio umano come suoni hanno frequenza variabile da 16 ÷ 20 a circa 17.000 Hz. Le frequenze inferiori e superiori al range del suono sono dette rispettivamente infrasuoni ed ultrasuoni.

In diagnostica ecografica vengono utilizzate frequenze da 1.5 a 15 MHz. La frequenza condiziona la trasmissione degli US (potere di penetrazione, attenuazione).

La **lunghezza d'onda** (λ) rappresenta lo spazio percorso da una oscillazione nell'intervallo di tempo di un periodo. Essa corrisponde al prodotto della velocità di trasmissione per il periodo.

Essendo $T = 1/\gamma$ essa è direttamente proporzionale alla velocità di trasmissione ed inversamente proporzionale alla frequenza

$$= V \quad = V$$

Frequenza e lunghezza d'onda sono cioè inversamente proporzionali. Essa è valutata abitualmente in mm o μm . Per frequenze da 1 a 10 MHz la lunghezza d'onda corrisponde a 1,54 - 0,15 mm. La lunghezza d'onda condiziona la risoluzione assiale.

La **intensità** (I) indica i valori di compressione e di rarefazione a cui sono sottoposte le molecole del mezzo esposto, nell'unità di tempo. Essa, indicando il flusso di energia nell'unità di tempo per unità di superficie, viene espressa in (W/cm²) o (mW/cm²).

Il prodotto dell'intensità per il tempo di esposizione (in secondi) indica l'esposizione totale (J/cm²).

L'intensità condiziona gli effetti biologici degli US.

TAB. I – VELOCITÀ DI PROPAGAZIONE DEGLI US IN RELAZIONE ALLA IMPEDENZA ACUSTICA DEI TESSUTI

	Velocità (m·s ⁻¹)	Densità (kg·m ⁻³)	Impedenza caratteristica (106 kg·m ⁻² ·s ⁻¹)
Aria	330	1,2	0,0004
Grasso	1460	920	1,35
Fegato	1540-80	1060	1,64
Milza	1555-80	1060	1,66
Sangue	1560	1060	1,62
Rene	1560	1040	1,62
Muscolo	1545-1630	1070	1,65-1,74
Osso	2700-4100	1380-1810	3,75-7,38

La **velocità di trasmissione** (V) degli US non è costante, ma varia a seconda della densità e della comprimibilità di mezzo materiale di trasmissione. Essa aumenta con la densità, risultando nulla nel vuoto, modesta nei gas, progressivamente maggiore nei tessuti molli (1540 m/s circa) e ancor più elevata nel tessuto osseo (4.000 m/s circa) (Tabella I)

Si definisce **impedenza acustica** (Z) il prodotto della densità del mezzo attraversato (ρ) per la velocità di propagazione nel mezzo stesso (V).

$$Z = \rho \cdot V$$

ove ρ è espressa in Kg/mm³

ove V è espressa in m/sec

ove Z è espressa in Kg. m²/sec

L'impedenza acustica è fondamentale per la formazione degli echi utilizzabili in ecografia (echi speculari).

Generazione dell'onda US

La produzione degli US avviene per **effetto piezoelettrico**. Questo fu per la prima volta descritto dai fratelli Curie e definisce la proprietà che hanno alcuni cristalli e ceramiche quali il quarzo, il titanato di bario, il titanato di zirconato di

piombo di produrre vibrazioni ultrasonore se sottoposti a stimolazione da parte di una corrente elettrica a polarità alternata. La frequenza degli US emessi è la stessa della tensione applicata ed è inversamente proporzionale allo spessore del cristallo o della ceramica (\varnothing 1 mm: frequenza di risonanza 2 MHz; \varnothing 0,2 mm: frequenza di risonanza 6 MHz).

Usando tali ceramiche si possono ottenere dei **trasduttori** in grado di generare degli ultrasuoni in forma continua o pulsata secondo un ciclo elettroacustico dipendente dalle caratteristiche dell'attrezzatura a disposizione.

Caratteristiche di propagazione degli US

Un fascio US attraversando i tessuti biologici, viene in parte *trasmesso*, in parte *riflesso*, in parte *assorbito*, in parte *diffuso*.

La **trasmissione** è determinata essenzialmente dalla frequenza che condiziona sia il potere di penetrazione (inversamente proporzionale alla frequenza stessa), sia l'attenuazione del fascio (il cui coefficiente è invece direttamente proporzionale ad essa). (Fig. 2)

La **riflessione** di un fascio US dipende dall'impedenza acustica. Quando un'onda US incontra

un'interfaccia che separa due strutture con diversa impedenza acustica, viene in parte riflessa con angolo di riflessione uguale a quello incidente, ed in parte rifratta con angolo di rifrazione diverso da quello di incidenza. La parte riflessa dà origine all'onda di ritorno al trasduttore e rappresenta il principio base per il funzionamento di tutti gli apparecchi ecografici.

L'intensità dell'onda riflessa è tanto maggiore quanto più marcata sarà la differenza di impedenza fra due interfacce e quanto più perpendicolare è il raggio incidente. La riflessione è detta speculare se l'interfaccia ha una superficie più grande del fascio US. Esempi di echi speculari sono quelli che originano dalla superficie del fegato, rene, milza, prostata, grossi vasi.

Se l'interfaccia è più piccola del fascio di US (microstrutture tissutali), si realizza la **diffusione semplice** o **scattering**. Lo scattering contribuisce sia alla attenuazione del fascio US che alla formazione degli echi di ritorno.

Ai bassi livelli di energia usati in diagnostica ecografica l'effetto biologico dell'*assorbimento* è trascurabile e comporta la trasformazione di parte dell'energia del fascio in calore.

Attenuazione

Il fascio US attraversando i tessuti subisce un'*attenuazione* comunemente misurata in decibel e valutata circa

$$1 \text{ db / cm / MHz}$$

Questo significa che l'attenuazione aumenta con l'aumentare del percorso e con l'aumentare della frequenza. Il fenomeno è da considerarsi conseguenza delle multiple riflessioni/rifrazioni, dell'assorbi-

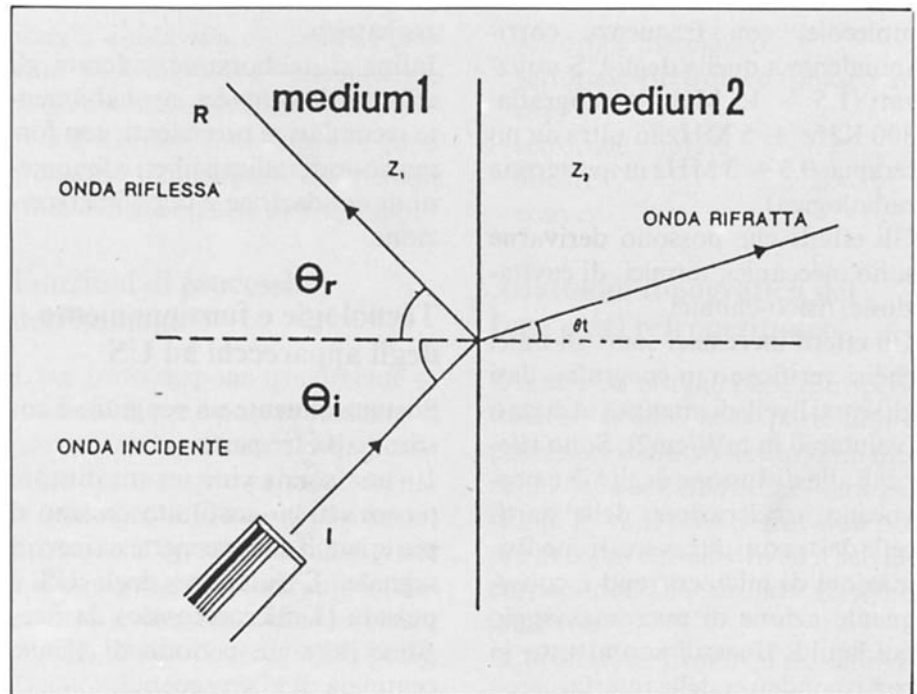


Fig. 2 - Trasmissione onda US. Riflessione, Rifrazione.

mento, della diffusione e della divergenza.

Il fenomeno della divergenza è legato al progressivo allargamento del fascio US man mano che questo si allontana dalla sorgente. L'intensità si riduce 4 volte per ogni raddoppio della distanza. Questa attenuazione è detta attenuazione per divergenza.

Quali sono le conseguenze dell'attenuazione?

1) La necessità pratica di usare alte frequenze (5 - 7.5 - 10 MHz) per lo studio degli organi superficiali, e frequenze di 3 - 3.5 MHz per lo studio degli organi profondi. Tale frequenza rappresenta un giusto compromesso fra una buona risoluzione e una sufficiente trasmissione in profondità.

2) La necessità di compensare l'amplificazione degli echi provenienti dalle strutture più profonde e pertanto di minore ampiezza rispetto a quelli provenienti da strutture simili ma superficiali.

Questa funzione viene svolta da un

amplificatore il cui guadagno aumenta in funzione del tempo (TGC - Time Gain Compensation) cioè in funzione della profondità di penetrazione. Peraltro, in funzione dell'attenuazione, tutti gli echi di ritorno hanno una ampiezza ridotta rispetto all'eco incidente. Da questo deriva la necessità di una amplificazione uniforme ed omogenea prima che il segnale analogico venga inviato ai sistemi di conversione, di elaborazione e di presentazione. Negli apparecchi real-time esiste una funzione di gain-control che incrementa in modo uniforme gli echi di ritorno indipendentemente dalla profondità. Come l'attenuazione, il gain-control viene abitualmente misurato in decibel.

Interazioni fra US e tessuti biologici

L'interazione degli US con i tessuti biologici è di natura meccanica e si esplica attraverso differenti effetti che derivano dalla vibrazione delle

molecole, con frequenza corrispondente a quella degli US utilizzati (1.5 ÷ 15 MHz in ecografia; 800 KHz ÷ 5 MHz in ultrasuono terapia; 0,3 ÷ 3 MHz in ipertermia radiologica).

Gli effetti che possono derivarne sono meccanici, termici, di cavitazione, fisico-chimici.

Gli **effetti meccanici** sono gli unici che si verificano in ecografia, dati gli scarsi livelli di intensità utilizzati (valutabili in mW/cm²). Sono riferibili alla diffusione degli US e provocano accelerazione delle particelle dei tessuti attraversati con formazioni di microcorrenti e conseguente azione di micromassaggio nei liquidi tissutali soprattutto in corrispondenza delle interfacce.

Gli **effetti termici** che consentono di raggiungere temperature superiori a 40° sono dovuti all'assorbimento (relaxation) degli US. La vibrazione molecolare è in questo caso attenuata dalle forze di frizione e così l'energia si trasforma in calore. Questo processo è alla base della diatermia ultrasonica (ultrasuono terapia, ipertermia radiologica) che costituisce una comune applicazione terapeutica degli ultrasuoni. In questo caso si impiegano intensità di alcuni W/cm² e si raggiungono esposizioni totali rispettivamente di migliaia e decine di migliaia di J/cm².

Il fenomeno della **cavitazione** è dovuto alle grandi variazioni di pressione che si producono nei tessuti attraversati dagli US ed è rappresentato da un aumento di dimensioni delle cavità submicroscopiche in cui sono normalmente disciolti i gas contenuti nei liquidi organici. Esso compare nel range di intensità impiegate a scopo terapeutico e contribuisce all'azione esercitata dagli effetti meccanici. Questo effetto viene esercitato nella litotriasia extracorporea con tecnica pie-

zoelettrica.

Infine si debbono considerare gli **effetti fisico-chimici**, probabilmente secondari ai precedenti, con formazione di radicali liberi e fenomeni di ossidazione e depolimerizzazione.

Tecnologie e funzionamento degli apparecchi ad US

Sostanzialmente un ecografo è costituito da tre parti:

1 - una sonda cioè un trasduttore piezoelettrico costituito da uno o più cristalli che trasmette e riceve il segnale. L'emissione degli US è pulsata (1 microsecondo); la ricezione dura un periodo di alcune centinaia di microsecondi.

2 - Un sistema elettronico centrale o corpo base che:

- a) pilota il trasduttore;
- b) genera l'impulso di trasmissione;
- c) riceve l'eco di ritorno;
- d) tratta il segnale ricevuto.

Gli echi di ritorno corrispondono alle successive perdite di intensità subite dai fasci US nell'attraversamento di strutture con differente impedenza acustica. Ritornando alla sonda essi vengono trasformati in segnali acustici aventi intensità proporzionale a quelle degli echi stessi.

3 - Tali segnali infine sono opportunamente amplificati, omogeneizzati, convertiti dalla forma analogica a quella digitale, elaborati ed inviati ad un *display* (sistema di visualizzazione).

Tecnologie e modo di presentazione

In **Ecografia A-mode** (Amplitude) o a modulazione di ampiezza, si impiega una sonda fissa e si valuta in grafico, in rapporto al tempo, l'ampiezza degli echi e quindi la

profondità delle varie strutture che li generano.

In **Ecografia B-mode** (Brightness), detta anche ecotomografia bidimensionale (dal greco temno = tagliare, sezionare), si utilizza una sonda mobile e l'indagine è condotta su un piano corporeo. Ogni eco viene presentato come un punto luminoso la cui tonalità di grigio è proporzionale all'intensità dell'eco. Gli echi vengono inviati ad un tubo catodico a formare una immagine bidimensionale che rappresenta la loro distribuzione in una sezione della regione corporea esaminata.

L'**Ecografia TM** (*time-motion*) registra in grafico le modificazioni di una struttura in movimento, in funzione del tempo, valutandone la distanza dalla sonda recettrice.

L'**Ecografia Doppler** valuta le variazioni non di intensità ma di frequenza delle onde US riflesse da strutture in movimento, sfruttando l'effetto doppler.

L'**Ecodoppler Duplex Scanner** permette di ottenere informazioni integrate derivanti dall'associazione di quelle ottenute mediante tecnica doppler (studio flussimetrico) con quelle fornite dall'ecografia bidimensionale.

L'**Ecocolor Doppler** associa l'immagine bidimensionale con lo studio dei flussi con color flow mapping, cioè con la possibilità di visualizzare contemporaneamente anche il flusso ematico con due diverse scale di colore (rosso-blu). Ne derivano enormi vantaggi in termini di tempo e di accuratezza diagnostica.

Risoluzione

La qualità di un apparecchio ad US è data dalla capacità dello stesso di presentare in maniera rispondente alla realtà le strutture biologiche

studiate. Tale capacità dipende dalla *risoluzione* delle immagini.

– **Risoluzione assiale:** definisce la capacità di distinguere due punti lungo l'asse del fascio US. Essa è uguale alla metà della lunghezza d'onda ($\lambda/2$). Poiché è inversamente proporzionale alla frequenza, più si aumenta la frequenza del trasduttore più diminuisce e migliora la risoluzione assiale.

– **Risoluzione laterale:** definisce la capacità del sistema di riconoscere due bersagli che giacciono su un piano perpendicolare all'asse di propagazione del fascio US.

La risoluzione laterale dipende dalla forma del fascio US che a sua volta dipende dalla frequenza e dalle dimensioni della sonda. Più elevata è la frequenza migliore sarà la risoluzione laterale.

Per migliorare la risoluzione laterale bisogna ridurre la dimensione e la divergenza del fascio: si può ricorrere a frequenze più elevate a scapito della capacità di penetrazione, a trasduttori di dimensioni maggiori e meno maneggevoli, alla *focalizzazione*.

Il modo più semplice di focalizzare il fascio US è quello di utilizzare una lente acustica. Nei trasduttori phased-array, la focalizzazione viene ottenuta elettronicamente eccitando in modo sequenziale ciascuno dei cristalli che compongono il trasduttore stesso.

– **Risoluzione di contrasto:** è la capacità di distinguere due zone con differente impedenza acustica. Quanto maggiore sarà la capacità del sistema stesso di rilevare echi riflessi di bassissima intensità, tanto migliore sarà la risoluzione di contrasto del sistema. La risoluzione di contrasto dipende anche dai livelli di grigio che un sistema ad ultrasuoni è in grado di presentare (16, 32, 64 o più).

– **Risoluzione spaziale:** è diretta-

mente legata alla risoluzione laterale. Può migliorare aumentando la densità dei cristalli del trasduttore e il numero delle linee che compongono l'immagine del display (alta densità ed alta definizione).

Funzioni di processing dell'immagine

L'ecografo dispone usualmente di funzioni di pre e post processing. Il pre processing consiste nella possibilità di ritoccare o variare il segnale analogico (ultrasuoni di ritorno) prima della conversione in digitale e si compone di 3 funzioni fondamentali e che sono: *Enhancement* (ENH), *Dynamic Range* (DYN R), *Scan Correlation* (SCC).

– L'*Enhancement* risalta l'effetto bordo.

– Il *Range Dinamico* varia il numero dei grigi rappresentati nell'immagine (contrasto).

– La *Scan Correlation*, varia il *Frame Rate*, cioè somma una immagine (frame) con l'altra e poi le visualizza sul monitor; in questo modo l'immagine appare più nitida e definita.

Il *Post-processing* varia l'aspetto dell'immagine diversificando le curve di acquisizione del segnale dopo la conversione analogico-digitale. La gamma di correzione utilizzata dipende dall'impiego dell'ecografo in quanto ognuna di queste curve può migliorare l'immagine.

Sistemi di scansione

I sistemi di scansione sono caratterizzati dal formato dell'immagine che a sua volta deriva dal tipo di trasduttore che si usa. Nelle moderne apparecchiature si possono distinguere vari tipi di trasduttori che vengono usati per ottimizzare la resa diagnostica a seconda dell'esame da eseguire:

- settoriale meccanico
- settoriale elettronico (phased array)
- settoriale anulare
- lineare
- convex

Anatomia topografica del rene e del retroperitoneo

Il rene è un organo pari, retroperitoneale, situato nella parte alta e posteriore della cavità addominale, ai lati della colonna dorso-lombare (Figg. 3, 4). Il rene destro è un po' più in basso del sinistro ed il suo ilo corrisponde alla seconda vertebra lombare.

In proiezione frontale l'asse longitudinale del rene è orientato obliquamente in senso cranio-caudale, bangolo di circa 10-15 gradi) per cui i poli superiori risultano più vicini dei poli inferiori. In proiezione laterale l'asse longitudinale è orientato in senso cranio-caudale e postero-anteriore, secondo la lordosi lombare.

In proiezione assiale il diametro trasverso massimo, in conseguenza della rotazione embrionale dell'organo converge anteriormente formando un angolo, di circa 40-45 gradi.

Scopo precipuo di questa relazione è la definizione anatomotopografica degli spazi retroperitoneali e dei rapporti del rene.

Il *retroperitoneo* è il compartimento anatomico cellulo-adiposo che rimane compreso fra il peritoneo parietale posteriore, la fascia trasversale, il diaframma ed i vasi iliaci. La fascia perirenale e laterocostale suddividono il retroperitoneo negli spazi perirenale, pararenale anteriore e inferiore od iliaco.

La fascia perirenale è costituita da due foglietti. Il *foglietto anteriore* è noto con il nome di fascia dello Zuckerkandl. Questa, a livello re-

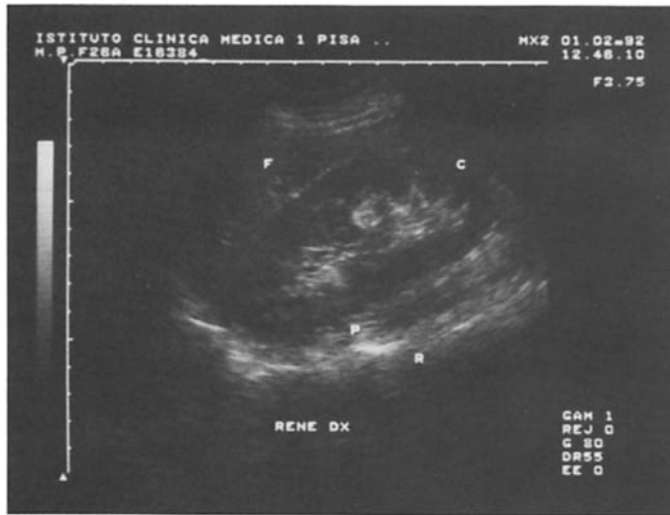


Fig. 4 - Rene destro. Scansione coronale destra. F = lobo destro del fegato. C = colon destro. P = psoas. R = rachide.

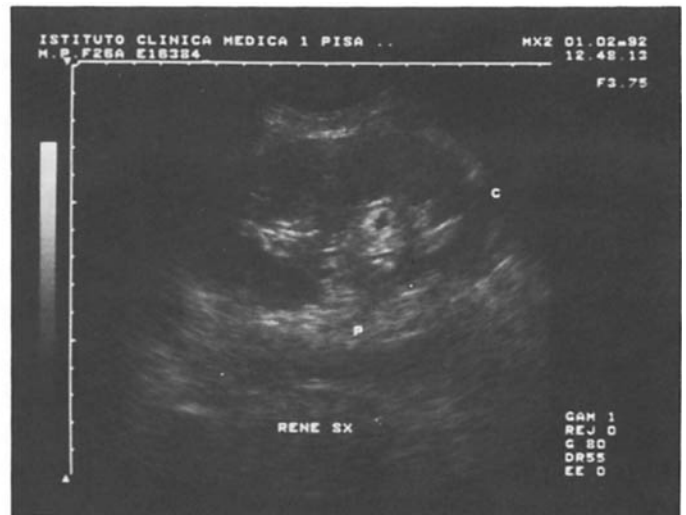


Fig. 5 - Rene sinistro. Scansione longitudinale. Rapporti con il colon sinistro ed il muscolo psoas.



Fig. 6 - La vena cava inferiore nello spazio vascolare mediano. Scansione longitudinale medianasinistro. R = rachide; I = muscolo psoas; VM = vena mesenterica e confluenza portale; P = testa pancreatica; S = stomaco, regione antrale. F = lobo sinistro fegato. Freccia = tratto retrocavale arteria renale destro.



Fig. 7 - L'aorta nello spazio retroperitoneale. Scansione longitudinale paramediana sinistro. La parete posteriore dell'aorta è intimamente aderente al rachide dorso-lombare. È ben evidente l'origine dei primi collateralari dell'aorta: T = tripode celiaco; M = arteria mesenterica superiore.

tropancreatico supera la linea mediana continuandosi con il foglietto controlaterale (fascia inter-renale), separando così lo spazio pararenale anteriore dallo spazio perivasale mediano. Il *foglietto posteriore* è noto come fascia del Gerota: in realtà esso risulta costituito da due foglietti accollati di cui il più anteriore è in continuità con la fa-

scia anteriore e il posteriore con la fascia lateroconale.

La fascia perirenale delimita la capsula adiposa renale, a sua volta suddivisa dai setti fibrosi reno-fasciali (sottesi tra capsula propria e fasci perirenale) e contiene il rene con le strutture vascolari, linfatiche, escrettrici superiori ed i surreni. Lo spazio pararenale anteriore è

delimitato dal peritoneo, dalla fascia perirenale anteriore e dalla fascia lateroconale che circonda il tessuto adiposo delle doccie parietocoliche accollandosi al peritoneo.

In esso sono contenuti il colon ascendente e discendente, parte del duodeno, il pancreas.

Lo spazio pararenale posteriore



Fig. 8 - Loggia surrenalica destra. Scansione longitudinale obliqua sul fianco destro. M = milza; R = polo superiore rene destro; P = psoas; frecce = loggia surrenalica.



Fig. 9 - Loggia surrenalica sinistra. Scansione longitudinale obliqua sinistra. Sono indicati i rapporti fra milza (M), polo superiore (R) del rene sinistro e pilastro mediale del diaframma.

non contiene organi e si continua direttamente con il grasso peritoneale della parete anterolaterale dell'addome. Lo spazio mediano o perivascolare contiene l'aorta, l'origine dei principali vasi collaterali, la cava, nonché le catene linfonodali retroperitoneali ed il tratto medio dell'uretere. (Figg. 5, 6). Le strutture fasciali non sono riconoscibili comunemente con l'ecografia. Occasionalmente nei pazienti obesi o in presenza di versamenti liquidi non saccati e non corpuscolati, è dato riconoscere la fascia perirenale e gli spazi pararenali.

L'ecografia real-time è in grado di definire con estrema affidabilità i rapporti anatomici del rene.

Anteriormente, il rene destro è in rapporto con la faccia posteriore del lobo destro del fegato, la flessura destra del colon, la seconda porzione del duodeno, la colecisti (Figg. 3, 7, 9).

A sinistra invece il rene prende rapporto con la coda del pancreas, la milza, l'angolo duodeno-digiunale e la flessura sinistra del colon (Figg. 4, 8). Posteriormente entrambi i reni sono in rapporto con il muscolo

quadrato dei lombi lateralmente, e più medialmente con il muscolo psoas (Figg. 3, 4). Superiormente entrambi i reni sono in rapporto con la ghiandola surrenale (Figg. 6, 7).

Le strutture vascolari dello spazio

retroperitoneale mediano, che prendono rapporto con il rene, sono: a destra la vena cava ed a sinistra l'aorta (Figg. 5, 6, 9). Il repere anatomico dei vasi renali è rappresentato ecograficamente dall'arteria mesenterica superiore.



Fig. 10 - L'arteria e la vena renale di destra. Scansione trasversale sull'ilo renale. La vena (V) cava inferiore riceve la vena renale destra. L'arteria (A) renale destra, origina dal profilo anteriore dell'aorta e nel suo tratto medio, si impegna dietro la vena cava. La freccia indica il pilastro mediale del diaframma.

la vena renale sinistra raggiunge la vena cava impegnandosi nel compasso aorto-mesenterico: le arterie renali immediatamente posteriori, decorrono in stretto rapporto con il pilastro mediale del diaframma, con cui non debbono assolutamente essere confuse (Fig. 9). L'arteria renale destra origina dall'aorta più ventralmente rispetto all'arteria controlaterale; nel suo terzo medio decorre posteriormente alla vena cava.

Il tragitto dei vasi renali risulta comunemente obliquo dall'alto verso il basso e posteriormente. L'esatta localizzazione dei vasi renali è di estrema importanza per lo studio flussimetrico e la valutazione di stenosi emodinamicamente significative.

Le vie escrettrici renali (intra ed extrasinuziali) sono usualmente cavità virtuali, e non evidenziabili con l'ecografia (Figg. 3, 4); solo in condizioni di iperidratazione, a vescica piena, o in gravidanza è possibile evidenziare il disegno pielocaliceale. È tuttavia fondamentale conoscere il repere anatomico dell'uretere, ove si ponga la necessità di determinare immediatamente la sede di un'ostruzione. I punti di repere fondamentali sono: il colletto o giunto pieloureterale, il punto di incrocio (cross = dell'uretere con i vasi iliaci comuni, a livello dello stretto superiore della pelvi, il punto di incrocio O con i vasi ipogastrici ed infine il tratto intramurale. L'esame ecografico del rene dovrebbe essere sempre eseguito con il paziente a digiuno ed a vescica piena per poter valutare correttamente l'intero sistema renoescretore.

Concludendo, un corretto approccio al metodo, una buona conoscenza della fisica fondamentale degli US, delle metodologie applicative, così come dei rapporti topo-

grafici ed anatomici del rene, sono i presupposti fondamentali per la formazione di un "buon" ecografista.

Bibliografia

1. Weill F, Bihl E, Rohnerp, et al. L'ultrasonographie rénale. Vigot, Paris, 1985 2e ed.
2. Weill F. L'ultrasonographie en pathologie digestive. Vigot, Paris 1985, 3e ed.
3. Rosenfield AT, Taylor KJW. The kidney. In: Taylor KJW (ed) Atlas of gray scale ultrasonography. Churchill Livingstone. New York, 1978.
4. Barbaric ZL. Principles of genitourinary radiology. Thieme, New York 1991.
5. Warshauer DM, McCarthy SM, Street L. Detection of renal masses: sensitivities and specificities of excretory urography/linear tomography, US, and CT. Radiology 1988; 169: 363-5.
6. Chesbrough RM, Burkhard TK, Martinez AJ et al. Gerota versus Zuckerkandl: the renal fascia revisited. Radiology 1989, 173: 845-6.
7. Love L, Meyers MA, Churchill RJ, et al. Computed tomography of the extraperitoneal spaces. AJR 1981: 136: 781-6.
8. Kneeland JB, Auth YH, Rubenstein WA, et al. Perirenal spaces: CT evidence for communication across the midline.