



PRINCIPI TEORICI ED APPLICAZIONI DOPPLER

EFFETTO DOPPLER

Effetto Doppler in acustica
Equazione Doppler

APPLICAZIONI DELL'EFFETTO DOPPLER IN ECOGRAFIA

EQUAZIONE DOPPLER E CONSIDERAZIONI PRATICHE
Frequenza Doppler
Frequenza operativa del Doppler
Velocità e direzione del flusso
Angolo Doppler

TECNOLOGIA ED APPARECCHIATURE DOPPLER

DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA
Doppler continuo non direzionale

Doppler continuo direzionale

ECO DOPPLER AD EMISSIONE PULSATA (DOPPLER DUPLEX-SCANNER)

Volume campione o porta di campionamento
Caratteristiche tecniche del modulo Doppler
Doppler pulsato *multigate*
Ambiguità spettrale o *Aliasing*
Trasformata rapida di Fourier

COLOR DOPPLER

Codifica cromatica del segnale Doppler

POWER DOPPLER

Vantaggi
Limiti
Applicazioni

L'ecografia B-Mode rappresenta su un piano bidimensionale (larghezza e profondità) la morfologia, la struttura ed i rapporti anatomici di un organo o di un distretto anatomico. Ad esempio, una scansione sottocostale ascendente nell'ipocondrio destro, come

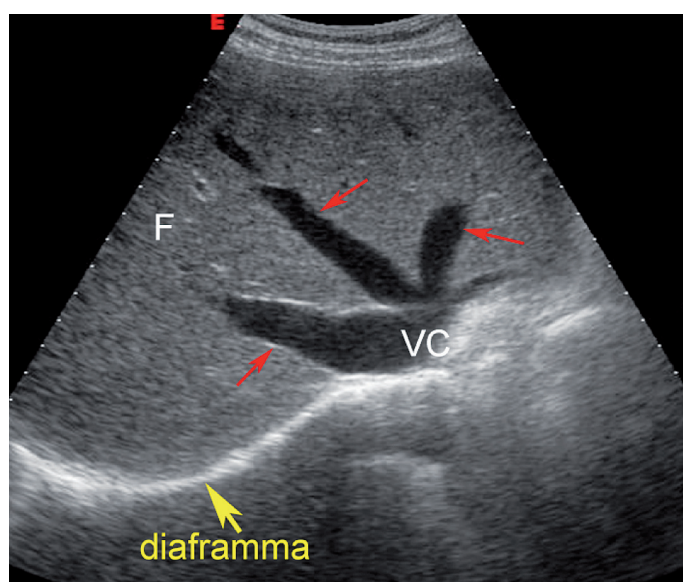


Fig. 1. SCANSIONE SOTTOCOSTALE ASCENDENTE IPOCONDRIO DESTRO. La scansione rappresenta la morfologia, la struttura ed i rapporti anatomici con il diaframma del lobo destro del fegato (F) e disegna il tragitto delle vene sovraepatiche (freccie rosse) che dalla periferia del fegato confluiscono posteriormente ed in alto nella vena cava inferiore (VC).

quella riportata in (Fig. 1), disegna la morfologia e la struttura del lobo epatico destro con le sovraepatiche che confluiscono in vena cava inferiore. Nello stesso modo, una scansione coronale sulla linea ascellare medio-posteriore destra rappresenta la struttura parenchimale del rene destro immerso nella loggia lombare, il muscolo psoas, i processi trasversi delle vertebre (Fig. 2a, b).

La sovrapposizione di un box colore sulle medesime scansioni e la registrazione del segnale color Doppler realizza una *cartografia dinamica a colori* dei vasi epatici e dei vasi renali ilari, segmentali e parenchimali (Fig. 3, 4a, b). Se il segnale Doppler viene raccolto in un punto ben definito dello spazio aprendo una "porta" di campionamento o volume campione diventa possibile rappresentare la velocità di scorrimento del sangue in funzione del tempo operando un'analisi spettrale delle velocità. Nelle due scansioni B-Mode considerate, il volume campione disposto nella vena sovraepatica destra, nell'arteria renale principale ed in un'arteria segmentale consente di registrare il velocitogramma e di rappresentarla su un sistema di assi cartesiani come una *curva della velocità in funzione del tempo* (Fig. 5, 6a, b). L'ecografia B-Mode, imaging morfologico, diventa così un esame morfo-funzionale e da una parte fornisce informazioni sulla struttura parenchimale e sui rapporti anato-

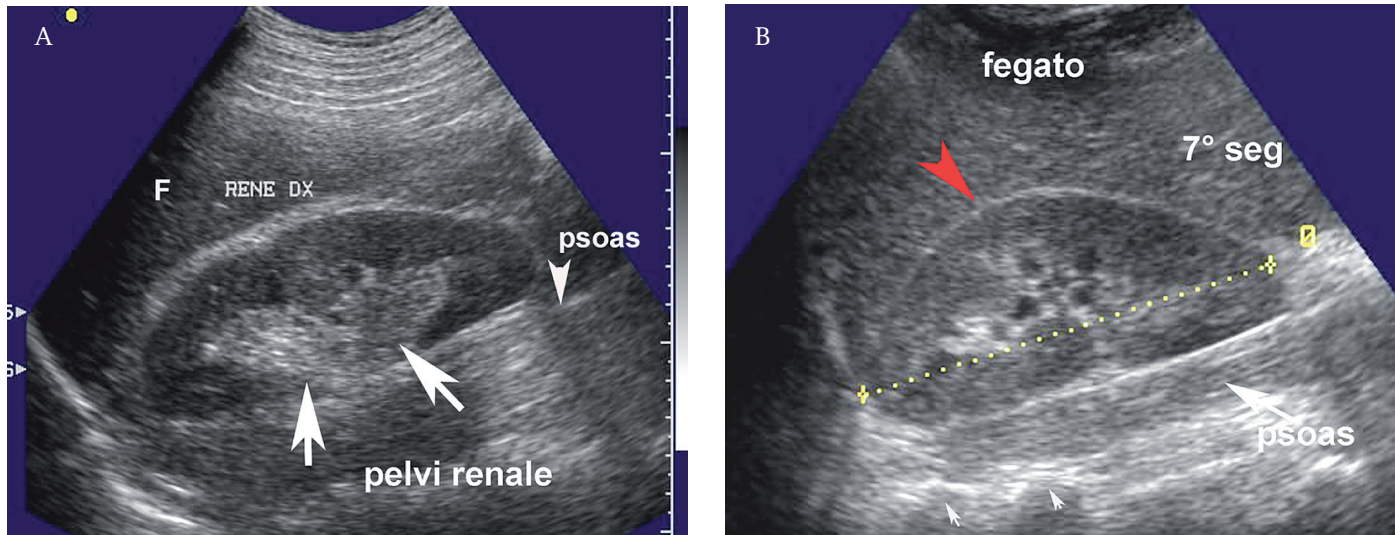


Fig. 2a, b. SCANSIONE CORONALE SUL RENE DESTRO. L'immagine rappresenta la morfologia del rene (forma "a fagiolo"), la struttura parenchimale (anello parenchimale e seno renale), i rapporti anatomici con il muscolo psoas, i processi trasversi (freccie bianche piccole) delle vertebre ed il 7° segmento epatico (F).

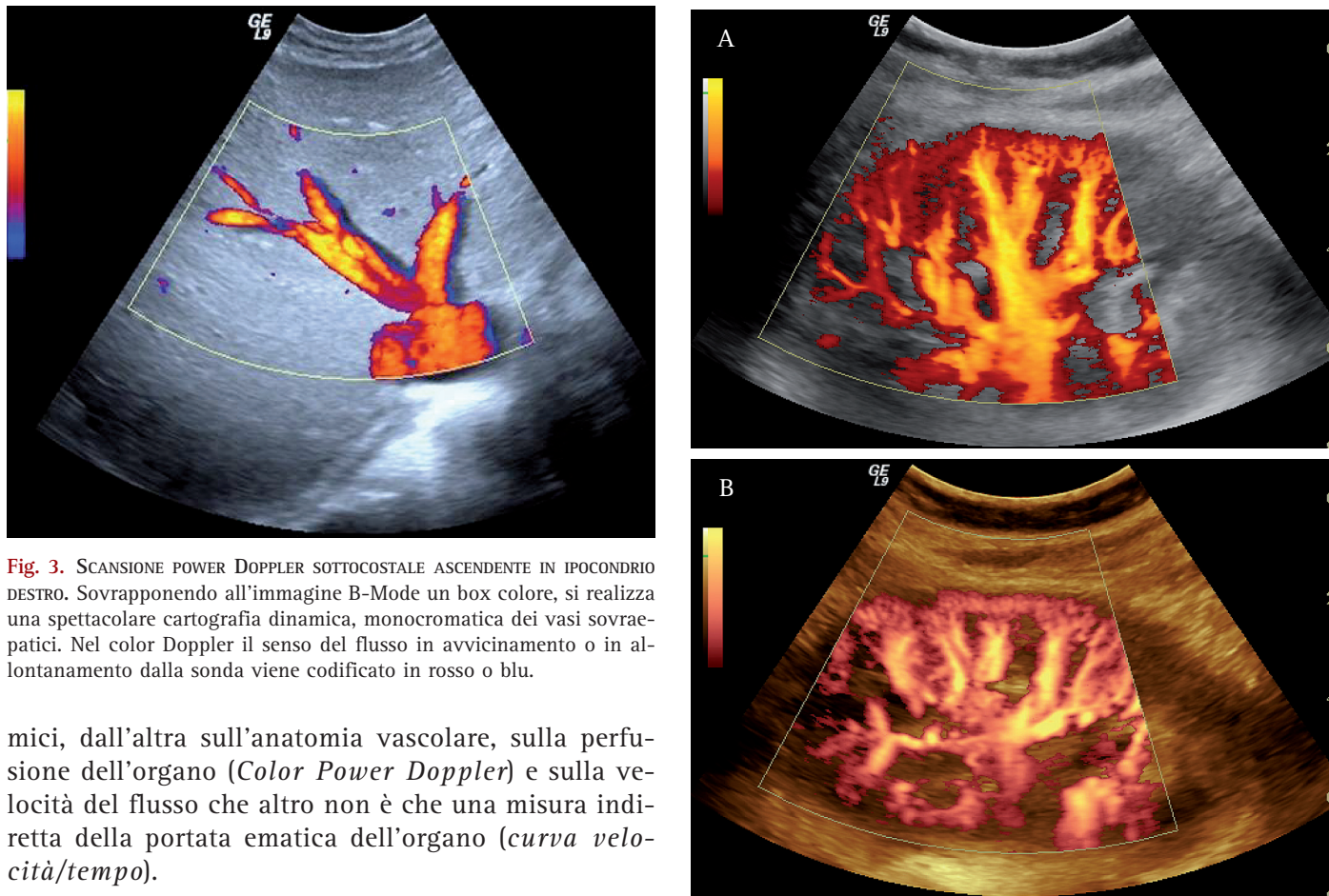


Fig. 3. SCANSIONE POWER DOPPLER SOTTOCOSTALE ASCENDENTE IN IPOCONDRIO DESTRO. Sovrapponendo all'immagine B-Mode un box colore, si realizza una spettacolare cartografia dinamica, monocromatica dei vasi sovraepatici. Nel color Doppler il senso del flusso in avvicinamento o in allontanamento dalla sonda viene codificato in rosso o blu.

mici, dall'altra sull'anatomia vascolare, sulla perfusione dell'organo (*Color Power Doppler*) e sulla velocità del flusso che altro non è che una misura indiretta della portata ematica dell'organo (*curva velocità/tempo*).

In questo capitolo verranno trattati i principi fisici e le applicazioni dell'effetto Doppler in ecografia. Nel prossimo, verranno analizzati i parametri quantitativi e semiquantitativi che, sulla base dei principi di emodinamica forniti nel precedente capitolo, consentono di interpretare il segnale Doppler.

Fig. 4a, b. SCANSIONE POWER DOPPLER CORONALE DEL RENE DESTRO. La sovrapposizione del box-colore all'immagine B-Mode del rene disegna in modo altrettanto spettacolare i vasi renali che irradiano a ventaglio dalla regione ilare verso la corticale disegnando molteplici ramificazioni intraparenchimali e delineando perfino i piccoli vasi della corticale renale. La scansione in power Doppler, acquisita con due diverse scale cromatiche (A, B) non consente di discriminare l'albero arterioso dall'albero venoso perché non è in grado di fornire informazioni sulla direzionalità del flusso.

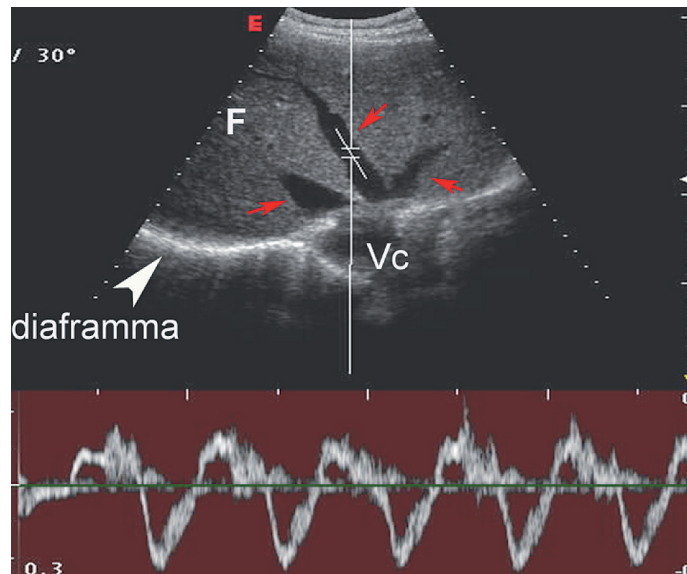


Fig. 5. SCANSIONE SOTTOCOSTALE ASCENDENTE IPOCONDRIO DESTRO. Doppler spettrale della vena sovraepatica centrale in un paziente uremico con segni di pericardite (polso paradosso).

Effetto Doppler

Le applicazioni Doppler sfruttano un fenomeno fisico enunciato per la prima volta nel 1842 a Praga dal matematico e fisico austriaco Christian Johann Doppler¹ durante un congresso scientifico con una tesi dal titolo "Über das farbige Licht der Doppelsterne" ossia "Sul colore delle stelle doppie". Osservando lo spettro delle radiazioni luminose delle stelle, C.J. Doppler osservò che la frequenza spettrale della luce variava in base allo spostamento relativo della stella rispetto alla Terra. Pertanto, ipotizzò che lo spostamento delle righe spettrali, si realizzasse quando la sorgente della radiazione era in movimento rispetto all'osservatore. In realtà, le righe dello spettro luminoso si scostano dalla loro normale posizione verso il rosso, vale a dire verso le lunghezze d'onda maggiori, se la sorgente si sta allontanando e verso il violetto nel caso opposto. Da questa osservazione C.J. Doppler derivò l'enunciato secondo cui *un'onda che incontra un bersaglio in movimento subisce una variazione di frequenza direttamente proporzionale alla velocità di movimento del bersaglio*. Doppler non riuscì purtroppo a dimostrare in modo

1) Doppler, Christian Johann (Salisburgo 1803 - Venezia 1853), fisico e matematico austriaco. Studiò a Salisburgo e a Vienna; fu poi professore della Scuola tecnica a Praga e del Politecnico a Vienna dove, nel 1850, divenne direttore dell'Istituto di fisica dell'Università. Nell'opera *Über das farbige Licht der Doppelsterne* (Sul colore delle stelle doppie), pubblicata nel 1842, descrisse il fenomeno oggi noto come effetto Doppler che consiste nella variazione della frequenza di un'onda emessa da una sorgente in moto relativo rispetto all'osservatore.

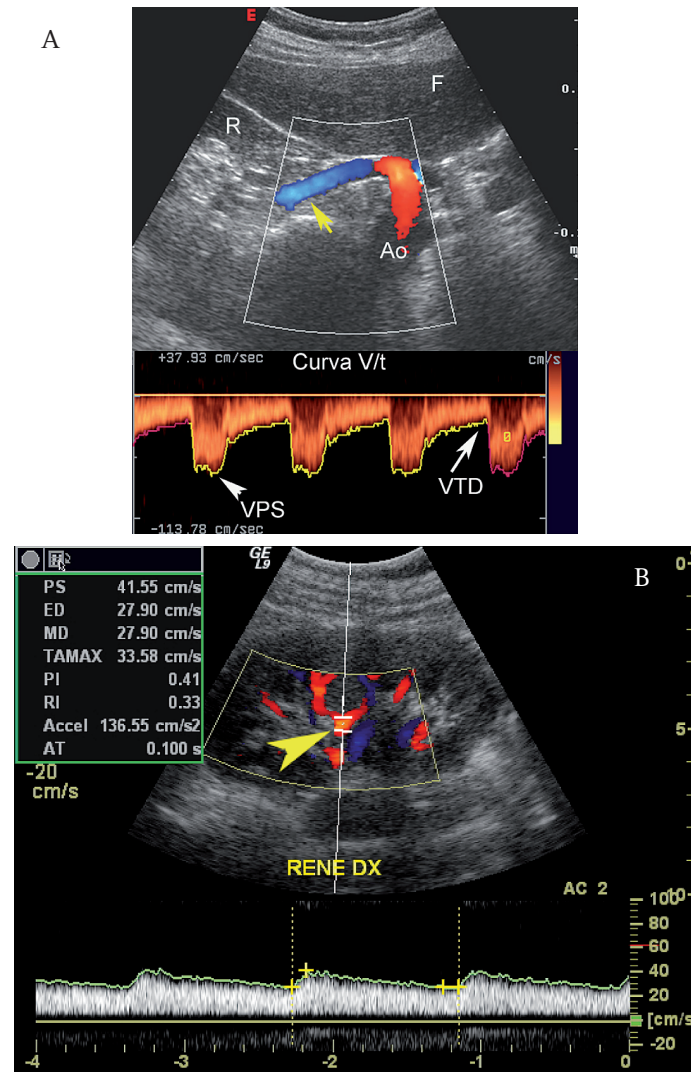


Fig. 6a, b. SCANSIONE COLOR DOPPLER SULL'OSTIO DELL'ARTERIA RENALE DESTRA (A). Anatomia vascolare e curva velocitometrica normale dell'arteria renale principale destra (freccia gialla). R = rene dx, F = fegato, Ao = aorta, VPS = Velocità di picco sistolico, VTD = velocità di picco diastolica. (B) Scansione coronale sul rene destro. Perfusione color Doppler ed analisi spettrale della curva velocitometrica di un'arteria segmentale.

sperimentale la sua intuizione, ma vi riuscì, due anni dopo, nel 1845, un olandese di nome Christoph Hendrik Diederik Buys-Ballot². Questi dimostrò che la nota emessa da una canna d'organo montata su una locomotiva, per quanto la frequenza del suono fosse la stessa, era percepita con un timbro più acuto se la locomotiva si avvicinava e con un timbro più grave se si allontanava da un osservatore fermo sulla banchina.

2) Buys-Ballot, Christoph Hendrik Diederik (Kloetinge 1817 - Utrecht 1890), scienziato olandese. Contribuì a porre le basi della moderna meteorologia e dello sviluppo di un sistema di rilevazioni meteorologiche riconosciuto a livello internazionale. Buys-Ballot studiò all'università di Utrecht, dove fondò e diresse dal 1854 l'Istituto reale di meteorologia. Il suo nome è legato alla legge omonima, in base alla quale la direzione dei venti intorno a un centro di pressione dipende da dove è situato detto centro di pressione, ovvero se a nord o a sud dell'equatore.

Sebbene sia più facilmente rilevabile con le onde sonore che si trasmettono in un mezzo fisico e possono essere riflesse, il fenomeno fisico descritto da Doppler è applicabile a qualunque tipo d'onda, anche a quelle elettromagnetiche. Nel caso particolare delle onde luminose, il principio del fenomeno è il medesimo, ma le formule matematiche che lo caratterizzano sono diverse, in quanto tengono conto del fatto che le velocità in gioco sono molto più elevate, dell'ordine del limite relativistico. Infatti, la velocità della luce nel vuoto costituisce il limite superiore delle velocità raggiungibili da qualunque corpo. In questo caso, quindi, più propriamente si parla di *effetto Doppler relativistico*. Un tipico caso di effetto Doppler relativistico si osserva proprio sullo spettro luminoso delle stelle. Infatti, come già osservato acutamente da C.J. Doppler, le righe spettrali si spostano verso il violetto se il corpo si sta allontanando dalla Terra e verso il rosso se si sta avvicinando (effetto conosciuto come *Red Shift*). Un avvicinamento della sorgente luminosa stellare produce, infatti, un aumento della frequenza percepita, e quindi uno spostamento delle righe spettrali verso il rosso cui corrisponde la maggiore frequenza nello spettro luminoso. Al contrario, un allontanamento della sorgente luminosa produce una diminuzione della frequenza percepita e quindi uno spostamento della riga spettrale verso la regione del viola cui corrisponde la minore frequenza. Misurando questo spostamento è possibile risalire alle caratteristiche del moto relativo della stella rispetto al nostro pianeta. L'analisi spettrale della radiazione luminosa proveniente dai corpi celesti ha portato a scoperte veramente importanti in astrofisica, quali ad esempio la scoperta delle stelle doppie ed è anche alla base della teoria di espansione dell'universo.

Effetto Doppler in acustica. In acustica, l'effetto Doppler descrive come cambia la frequenza o altezza di un suono quando la sorgente sonora si muove rispetto all'osservatore. L'altezza del suono dipende dalla frequenza con cui i fronti d'onda raggiungono il nostro orecchio. Per questo, se la sorgente del suono si avvicina, le onde che raggiungono il nostro orecchio si susseguono con maggiore frequenza, allora sentiamo un suono più alto o acuto (Fig. 7). Quando la sorgente sonora si allontana accade il contrario e percepiamo un suono più basso e cupo (Fig. 8). L'altezza del suono percepito rispetto a quello emesso è tanto maggiore quanto più la sorgente è veloce (Fig. 9). Quando, infine, la velocità è maggiore di quella del suono (ad esempio la velocità di un aereo supersonico), i fronti d'onda si addensano formando una onda d'urto che noi avvertiamo come *bang sonico*.

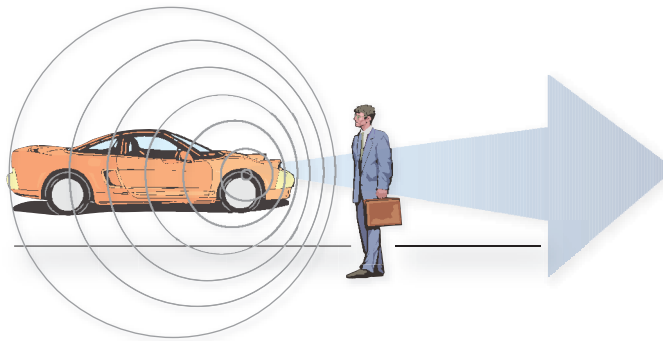


Fig. 7. EFFETTO DOPPLER IN ACUSTICA. In acustica l'effetto Doppler descrive come cambia la frequenza o altezza del suono quando la sorgente sonora si muove rispetto all'osservatore. L'altezza di un suono dipende dalla frequenza con cui i fronti d'onda raggiungono il nostro orecchio. Quando la sorgente si avvicina le onde che raggiungono il nostro orecchio si susseguono con maggiore frequenza per cui percepiamo un suono più alto o acuto.

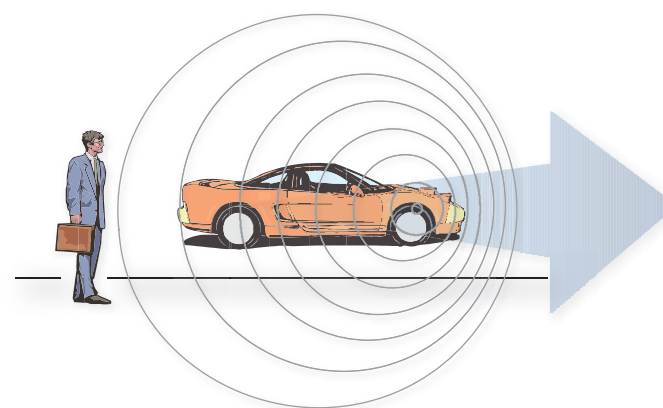


Fig. 8. EFFETTO DOPPLER IN ACUSTICA. Quando la sorgente sonora si allontana accade il contrario e percepiamo un suono più basso e cupo.



Fig. 9. EFFETTO DOPPLER IN ACUSTICA. L'altezza del suono percepito rispetto a quello emesso è tanto maggiore quanto più la sorgente è veloce. Questo riscontro è frequente nella vita quotidiana come, ad esempio, quando si assiste ad un gran premio di Formula 1 e si ascolta il rombo del motore delle monoposto (nei secoli Ferrari!) che si avvicinano e si allontanano. Lo stesso fenomeno si ripete purtroppo quotidianamente quando ascoltiamo il suono dell'ambulanza che si avvicina a "sirena spiegata" verso di noi fermi sul marciapiede. A mano a mano che l'ambulanza si avvicina percepiamo un suono più acuto. Lo stesso suono diventa progressivamente più cupo quando l'ambulanza ci sorpassa e continua nella sua corsa.

Un esempio semplice ed abusato per spiegare l'effetto Doppler in acustica ed in ecografia è rappresentato dalle variazioni di tono con cui noi, fermi sul marciapiede, percepiamo il suono della sirena dell'autoambulanza, delle auto di polizia o del camion dei pompieri quando si avvicinano e si allontanano a grande velocità (a "sirena spiegata"). A mano a mano che la sirena si avvicina percepiamo un suono più acuto. Lo stesso suono diventa progressivamente più cupo e a bassa frequenza quando l'ambulanza ci sorpassa e continua nella sua corsa. Lo stesso fenomeno ricorre quando siamo sorpassati in autostrada da un veicolo che suona il clacson o quando, durante un gran premio di Formula 1, ascoltiamo il rombo del motore di una monoposto che si avvicina e si allontana. In realtà, la frequenza emessa dalla sirena è sempre la stessa (circa 1600 Hz) in tutte le direzioni ed in tutte le condizioni. Quello che cambia è la velocità dell'onda sonora nel mezzo di trasmissione (aria), in funzione del movimento della sorgente del suono (auto), e della sua velocità nella direzione dell'osservatore fermo. Se la sirena si avvicina emetterà un suono di frequenza simile a quello che essa emette da ferma, ma la velocità con cui i fronti d'onda si rincorrono e raggiungono l'osservatore fermo diventa tanto maggiore quanto maggiore è la velocità del mezzo. Il fenomeno opposto si realizza quando la direzione del movimento è in allontanamento rispetto all'osservatore fermo. Le cose cambiano quando la sorgente del suono viaggia ad una velocità superiore a quella del suono (velocità supersonica). Questa velocità viene definita come numero di Mach, cioè come rapporto fra la velocità della sorgente del suono e la velocità del suono in quel mezzo e nel medesimo luogo. Così un aereo che viaggia a 900 m/s nell'alta atmosfera ove la velocità del suono è di soli 300 m/s, ha una velocità di Mach 3. È chiaro che se la sorgente del suono si muove più velocemente del suono stesso, la sorgente sorpassa letteralmente il fronte delle onde sonore generato. Il sovrapporsi dei fronti d'onda genera, per interferenza positiva, un fragoroso rumore conosciuto come *bang sonico* (Fig. 10). Il fenomeno può essere osservato anche in mare quando sulla barca in movimento un pescatore o un velista osservano l'arrivo frontale delle onde di risacca e ne osservano l'allontanarsi nella direzione opposta. Nel primo caso le onde appaiono più numerose e più veloci, nel secondo caso meno numerose e più lente. Il fenomeno è completamente assente, invece, se il punto di osservazione che guarda l'arrivo o l'allontanamento delle onde è a 90° ed è un punto fisso come la torre del faro.

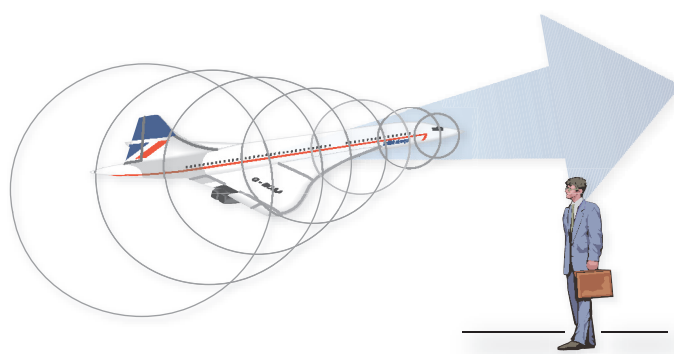


Fig. 10. BANG SONICO. Quando la velocità della sorgente sonora è maggiore di quella del suono (ad esempio la velocità di un aereo supersonico) i fronti d'onda si addensano formando una onda d'urto che noi avvertiamo come *bang sonico*.

Equazione Doppler. Gli esempi riportati ci consentono di legare l'effetto Doppler ad alcune notazioni fisiche. La **lunghezza d'onda** (λ), come ricordato più volte nei capitoli precedenti, definisce la distanza fra il picco di due onde successive. Quanto minore è la lunghezza d'onda nell'unità di spazio, tanto maggiore è la frequenza delle stesse. Quindi, la **frequenza è inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda**. Anche la **velocità** (v) delle onde è tanto maggiore quanto minore è la frequenza. Dalla semplice descrizione del fenomeno Doppler e da questo breve richiamo delle grandezze fisiche in gioco, si deduce che le onde avranno una frequenza maggiore di un ΔF , se si avvicinano all'osservatore ed una frequenza minore di un ΔF , se si allontanano. La differenza di frequenza fra onda incidente ed onda riflessa nel fenomeno descritto da Doppler prende in nome di "Doppler shift" o "**frequenza Doppler**". In termini matematici l'equazione che esprime l'effetto Doppler può essere così trascritta:

$$\Delta F = \frac{2F \cdot V \cdot \cos \vartheta}{C}$$

ove ΔF , è la frequenza Doppler o *Doppler-shift*, cioè la differenza di frequenza fra onda incidente ed onda riflessa; F , è la frequenza dell'onda incidente. Il coefficiente numerico 2 interviene nella relazione in quanto l'effetto Doppler si realizza 2 volte: una prima volta quando l'onda incontra il bersaglio in movimento ed una seconda volta quando, riflessa dal bersaglio in movimento, ritorna alla sorgente. V , è la velocità di movimento del bersaglio; $\cos \vartheta$, è il coseno dell'angolo di incidenza che si crea fra l'asse di direzione del bersaglio in movimento e la direzione dell'onda; C , la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo fisico di trasmissione.

In sintesi, quando la sorgente acustica è stazionaria ed il ricevitore è fermo, la frequenza percepita dall'orecchio umano è assolutamente uguale alla frequenza del suono emesso dalla sorgente (Fig. 11). Invece, se la sorgente del suono è in movimento la simmetria delle onde sonore che diffondono concentricamente nell'aria viene meno. In altri termini, se la sorgente del suono si muove verso l'ascoltatore la frequenza delle onde tende ad aumentare di ΔF , nel senso che l'osservatore sarà colpito nell'unità di tempo da un numero maggiore di creste d'onda e percepirà un suono di frequenza più elevata di un ΔF (Fig. 12). Una situazione completamente opposta si verifica se la sorgente del suono si allontana dal nostro ascoltatore. In questo caso il numero di creste d'onda che raggiungeranno l'orecchio tende a ridursi e la frequenza percepita sarà più bassa di un ΔF (Fig. 13). Situazioni sovrapponibili si creano nel caso in cui sia la sorgente che l'osservatore si avvicinano fra loro e nel caso inverso in cui sia la sorgente del suono che l'ascoltatore si allontanano. La *variazione di frequenza, ΔF , rispetto alla frequenza di trasmissione prende il nome di Doppler-shift o frequenza Doppler.*

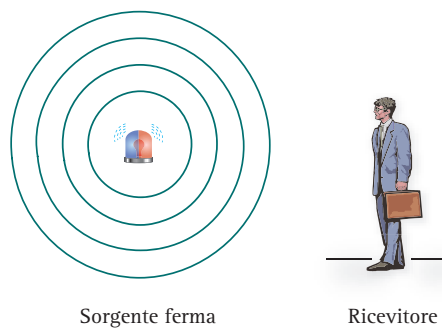


Fig. 11. EFFETTO DOPPLER. Quando la sorgente acustica e l'ascoltatore sono entrambi fermi, la frequenza sonora percepita dall'orecchio umano è assolutamente uguale alla frequenza del suono emesso dalla sorgente.

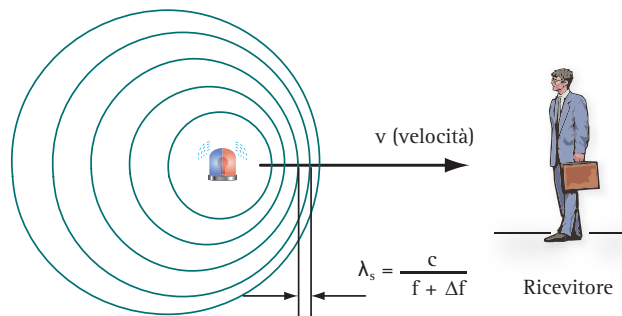


Fig. 12. EFFETTO DOPPLER. Se la sorgente del suono è in movimento verso l'ascoltatore, la simmetria delle onde sonore che diffondono concentricamente nell'aria viene alterata. L'ascoltatore, investito da un numero maggiore di creste d'onda nell'unità di tempo, percepirà un suono di frequenza più elevata. Pertanto nel caso in cui la sorgente del suono si muove verso l'ascoltatore la frequenza percepita tende ad aumentare di un ΔF .

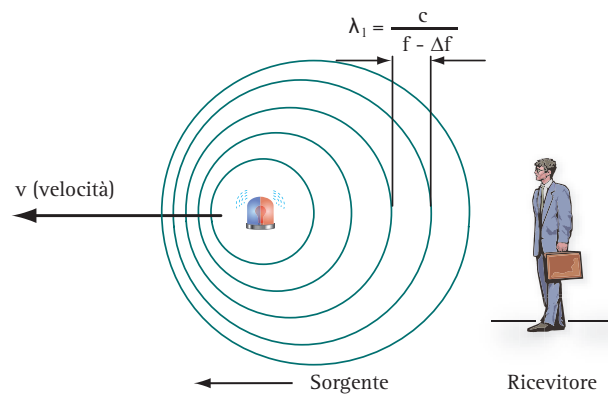


Fig. 13. EFFETTO DOPPLER. Una situazione completamente opposta rispetto a quello illustrata nella figura precedente si verifica nel caso in cui la sorgente del suono si allontana dal nostro ascoltatore. In questo caso il numero di creste d'onda che raggiungeranno l'orecchio nell'unità di tempo tende a ridursi e la frequenza percepita sarà più bassa di un ΔF .

Applicazioni dell'effetto Doppler in ecografia

Nella pratica clinica, l'ecografia sfrutta l'effetto Doppler per registrare la velocità (*velocimetria*) di scorrimento del sangue nei vasi. Un fascio di US generato per effetto piezoelettrico da un trasduttore (*sorgente fissa*), viene lanciato nei tessuti stazionari e si propaga a velocità quasi costante (circa 1540 m/s) in direzione del vaso da esplorare (Fig. 14). Nel vaso gli US

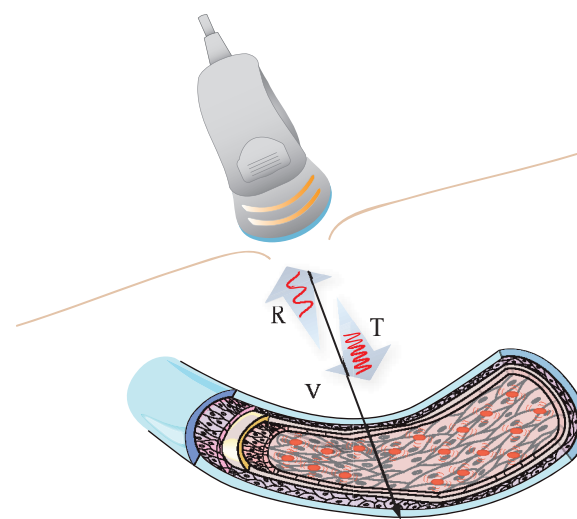


Fig. 14. EFFETTO DOPPLER IN ECOGRAFIA. Nella pratica clinica, l'ecografia sfrutta l'effetto Doppler per registrare la velocità di scorrimento del sangue nei vasi. Un fascio di US generato per effetto piezoelettrico da un trasduttore (sorgente fissa), viene lanciato nei tessuti stazionari (T) e si propaga a velocità quasi costante (circa 1540 m/s) in direzione del vaso da esplorare (V). (R) è la frequenza di ritorno.

incontrano la colonna ematica (*bersaglio mobile*) che scorre con una velocità più o meno elevata verso il trasduttore o in direzione opposta, in relazione al settore circolatorio ed alla natura del vaso (Fig. 15). I globuli rossi rappresentano la parte preponderante della componente corpuscolata del sangue. Colpiti dagli US, si comportano come "riflettori" e disperdono l'energia US a 360°, come altrettante sorgenti di US (vedi *riflessione diffusa o semplice di Rayleigh*) (Fig. 16). L'energia retrodiffusa nel campo sonoro del trasduttore (*back-scattering*) viene raccolta in ricezione ed elaborata. Per il principio fisico esposto nel precedente paragrafo, la frequenza del segnale di ritorno differirà di un valore ΔF rispetto alla frequenza degli US trasmessi e sarà uguale a $(F + \Delta F)$ se il flusso del sangue dirige verso il trasduttore, mentre sarà uguale a $(F - \Delta F)$ se il flusso del sangue si allontana nel senso opposto. La variazione di

frequenza sarà inoltre tanto più ampia quanto maggiore è la velocità di scorrimento del sangue. In altri termini, il *Doppler-shift* o *frequenza Doppler* è *proporzionale alla velocità ed al senso di scorrimento del sangue*. L'effetto Doppler, come detto nel precedente paragrafo, si realizza una prima volta quando gli US emessi dalla sonda (sorgente fissa) incontrano i globuli rossi (*bersaglio mobile*), ed una seconda volta quando l'energia retrodiffusa dai globuli rossi (*sorgente mobile*) raggiunge la sonda (ricevitore fisso). In sintesi, *l'effetto Doppler è un effetto fisico in grado di correlare una variazione di frequenza con una variazione di velocità*.

In ecografia, pertanto, l'equazione Doppler può essere così commentata:

1. ΔF = è la frequenza Doppler o *Doppler-shift*, cioè la differenza di frequenza fra gli US trasmessi dalla sonda e gli US retrodiffusi dai globuli rossi. Questo valore cade nell'ordine di grandezza dei KHz, cioè delle frequenze percepite dall'orecchio umano.
2. F_0 = è la frequenza di trasmissione degli US o frequenza operativa del modulo Doppler. In ecografia la frequenza di trasmissione cade nell'ordine di grandezza dei MHz;
3. V = è la velocità di scorrimento del sangue nei vasi sanguigni (m/s);
4. $\cos \vartheta$ = è il coseno dell'angolo di incidenza ϑ , come si dice in gergo, dell'angolo di insonazione o angolo Doppler, cioè dell'angolo fra l'asse di scorrimento del sangue e l'asse focale del fascio di US (Fig. 17);
5. C = la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (1540 m/s).

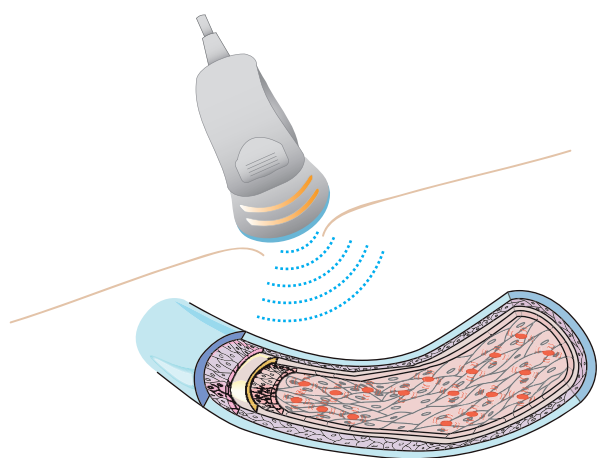


Fig. 15. EFFETTO DOPPLER IN ECOGRAFIA. Nel vaso gli US incontrano la colonna ematica in movimento (*bersaglio mobile*). La direzione del flusso sanguigno può essere rivolta verso il trasduttore o in direzione opposta e la velocità del flusso può essere maggiore o minore in relazione al settore circolatorio ed alla natura del vaso.

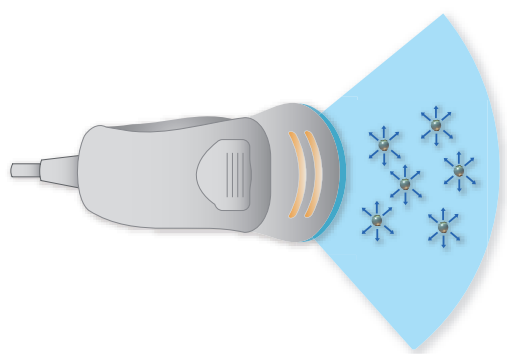


Fig. 16. EFFETTO DOPPLER IN ECOGRAFIA. I globuli rossi colpiti dagli US si comportano come altrettanti "riflettori" e disperdono l'energia US a 360° (*riflessione diffusa o semplice di Rayleigh*). La quota di energia retrodiffusa che in fase di ricezione viene raccolta dal trasduttore è il segnale che elaborato consentirà di registrare il *Doppler-shift*.

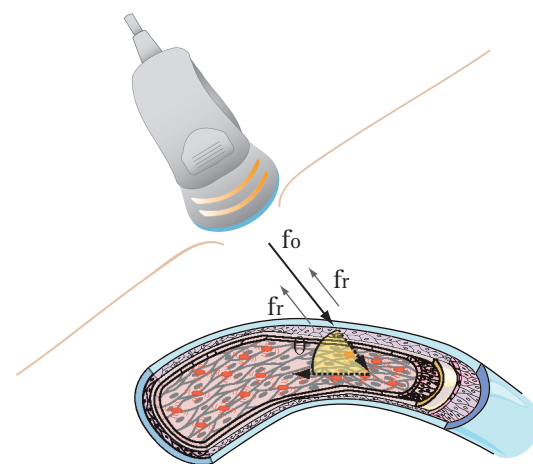


Fig. 17. ANGOLO D INSONAZIONE. L'angolo Doppler ϑ , o angolo di insonazione del vaso, è l'angolo che si forma fra l'asse di scorrimento del sangue e l'asse focale del fascio di US.

EQUAZIONE DOPPLER E CONSIDERAZIONI PRATICHE

Frequenza Doppler. *Il Doppler-shift o frequenza Doppler rappresenta la differenza fra la frequenza del fascio incidente e la frequenza di ritorno.* Supponiamo ad esempio che la velocità di scorrimento del sangue V , sia di 100 cm/s e che la frequenza di trasmissione F_0 , sia di 5 MHz (5.000.000 Hz) e che l'angolo Doppler sia di 0° ($\cos 90^\circ = 1$) (Fig. 18). Se la frequenza di ritorno è uguale a 5.006.490 Hz, la frequenza Doppler o *Doppler-shift* in questo caso è di 6.490 Hz ossia 6,49 Kz, una frequenza che rientra nel range delle frequenze udibili. Le apparecchiature Doppler operano con frequenze variabile da 2 a 10 MHz. Per quest'ordine di frequenze e per le velocità con cui il sangue scorre nei vari distretti vascolari superficiali e profondi, il *Doppler-shift* cade costantemente nel range delle frequenze percepite come suono dall'orecchio umano (Tabella 1).

Frequenza operativa del Doppler. Nell'equazione ΔF , è direttamente proporzionale alla frequenza di trasmissione Doppler. In altri termini, quanto più elevata è la frequenza operativa del modulo Doppler tanto maggiore è il *Doppler-shift* (ΔF). Nel grafico della (Fig. 19) i valori di ΔF sono riportati come funzione della frequenza di trasmissione per diversi valori di velocità. I valori sono stati determinati assumendo un angolo di incidenza di 0°). Se il *Doppler-shift* è direttamente proporzionale alla frequenza operativa del modulo Doppler, è altrettanto vero che, quando la frequenza di trasmissione è alta, l'attenuazione da assorbimento diventa molto elevata e riduce la capacità di penetrazione degli US in profondità. Pertanto, da un punto di vista pratico, la scelta della frequenza di trasmissione del modulo Doppler deve rappresentare un giusto compromesso fra la *profondità di campo* e la *velocità di scorrimento del sangue*. In base al primo criterio saranno necessarie frequenze più basse per lo studio dei vasi profondi (1.5-5 MHz per i vasi addominali) e frequenze più elevate per

i vasi superficiali (5-10 MHz). Ad esempio, saranno necessarie frequenze di 2 MHz per lo studio del cuore o dei vasi cerebrali per via transcranica, frequenze di 2.5-3.8 MHz per lo studio dell'aorta addominale e delle arterie renali e addominali in genere, frequenze di 5-10 MHz per lo studio dei vasi epiaortici e dei vasi arteriosi e venosi degli arti superiori ed inferiori e della fistola artero-venosa. In generale, la *frequenza operativa del Doppler* è più bassa di quella comunemente usata per l'i-

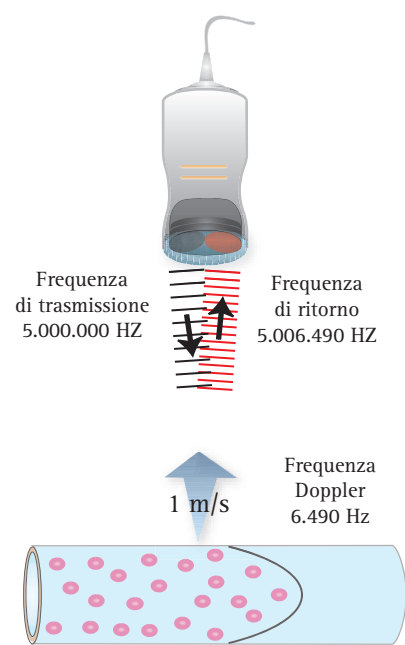


Fig. 18. DOPPLER-SHIFT O FREQUENZA DOPPLER. Le frequenze di trasmissione del Doppler ad emissione continua variano da 2 a 10 MHz. Per quest'ordine di frequenze e per i valori della velocità di circolazione del sangue nei vari distretti, il *Doppler shift* rientra nell'ordine dei KHz, cioè nella banda di frequenze che l'orecchio umano percepisce come suono. Nel diagramma assumendo che la frequenza di trasmissione sia di 5 MHz e che la velocità del sangue sia di 1 m/s, il ΔF è di 6490 Hz.

VELOCITÀ (cm/s)	ANGOLO (GRADI)	DOPPLER SHIFT (KHz)
100	0	6.5
100	30	5.6
100	60	3.2
100	90	0.0
300	0	19.0
300	30	17.0
300	60	9.7
300	90	0.0

Tabella 1. VARIAZIONI RECIPROCHE DELLA VELOCITÀ DI SCORRIMENTO, DELL'ANGOLO DI INSONAZIONE E DEL *DOPPLER SHIFT*. I valori riportati sono si riferiscono ad una frequenza di trasmissione Doppler di 5 MHz.

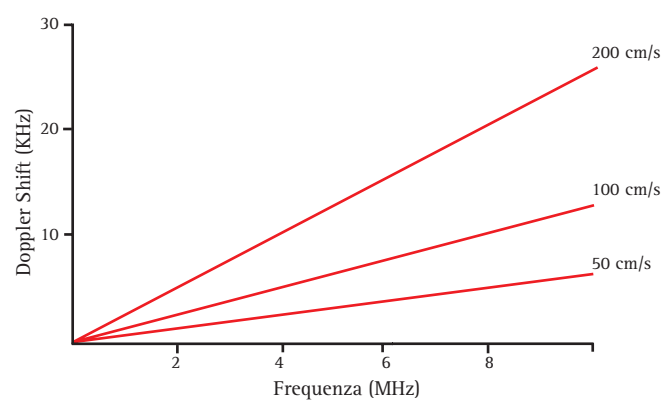


Fig. 19. DOPPLER-SHIFT E FREQUENZA OPERATIVA. In base all'equazione Doppler, il *Doppler-shift* è direttamente proporzionale alla frequenza di trasmissione o frequenza operativa del modulo Doppler. Nel grafico i valori di ΔF sono riportati come funzione della frequenza di trasmissione per diversi valori di velocità (angolo di incidenza di 0°).

maging B-Mode. La frequenza operativa ottimale per l'esame Doppler, in MHz, può essere ricavata dalla seguente relazione:

$$F_0 = 90/D$$

ove D , è la distanza del vaso da esplorare e 90 un coefficiente di proporzionalità calcolato. Pertanto, per un vaso situato ad una profondità di 6 mm, usando una sonda da 6 MHz, la frequenza operativa ottimale del Doppler sarebbe di 1.5 MHz. In realtà, le sonde Doppler operano con frequenze variabili da 2 a 10 MHz e *nelle apparecchiature digitali, la frequenza del Doppler può essere selezionata dall'operatore e regolata in modo completamente disgiunto dalla frequenza di trasmissione B-Mode*. Questo consente di migliorare la sensibilità dell'informazione Doppler, di contenere la riduzione del *frame rate* ed i fenomeni artefattuali da *aliasing*, mantenendo inalterata la qualità dell'immagine B-Mode. In base al secondo criterio, si useranno frequenze più basse per registrare le velocità circolatorie elevate (ad esempio 2 MHz per campionare i *jets* orificiali da stenosi valvolare serrata in cardiologia) e frequenze più elevate (ad esempio 8-10 MHz) per registrare le velocità più lente come quelle delle vene superficiali e delle arterie distali degli arti.

Velocità e direzione del flusso. La frequenza Doppler (ΔF) è inoltre direttamente proporzionale alla velocità ed alla direzione di scorrimento del sangue. In altri termini, ΔF , sarà maggiore di F , se il flusso è in avvicinamento, mentre sarà minore di F , se il flusso è in allontanamento. Più esattamente, la frequenza Doppler avrà un segno positivo se la proiezione vettoriale dell'asse di scorrimento del sangue sull'asse del fascio US è diretto verso la sonda, negativo nel caso in cui se ne allontana. Il segno della frequenza Doppler è dunque fondamentale per conoscere il senso circolatorio del sangue nel vaso: se ΔF , è "positivo" il sangue scorre verso la sonda, se è "negativo" se ne allontana. La (Fig. 20) evidenzia come la frequenza Doppler dipenda, in modo direttamente proporzionale, dalla velocità di scorrimento del sangue. Nel grafico i valori di ΔF sono riportati come funzione della velocità di scorrimento del sangue per tre diverse frequenze operative con un angolo di incidenza di 0° .

I parametri indicati nell'equazione Doppler sono tutti noti all'apparecchiatura che registra il valore di ΔF , conosce il valore numerico di F_0 (frequenza operativa del modulo Doppler) e la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici C . Per risolvere l'equazione Doppler in funzione della velocità di scorrimento del sangue V , è necessario un semplice algoritmo che for-

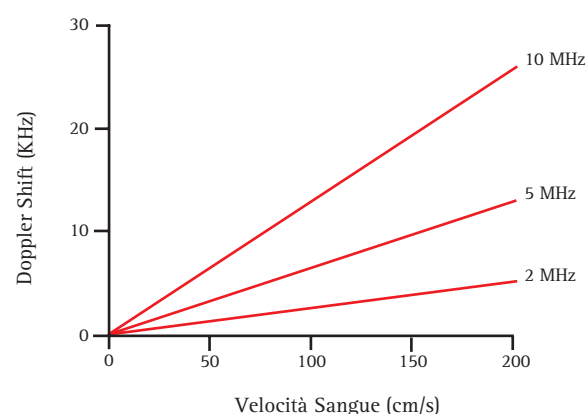


Fig. 20. DOPPLER-SHIFT E VELOCITÀ DI SCORRIMENTO DEL SANGUE. In base all'equazione Doppler, il *Doppler-shift* è direttamente proporzionale alla velocità di scorrimento del sangue. Nel grafico, i valori di ΔF sono riportati come funzione della velocità di scorrimento del sangue per tre diverse frequenze operative (angolo di incidenza di 0°).

nisca al sistema l'unico parametro sconosciuto, ossia il coseno dell'angolo di insonazione ϑ . Nella maggior parte delle apparecchiature Doppler, durante l'esame la velocità viene calcolata assumendo per "default" che l'angolo incidente sia 0° e quindi il coseno sia uguale ad 1. Questa situazione di calcolo andrà opportunamente corretta dopo l'acquisizione ed il congelamento dell'analisi spettrale per calcolare esattamente la velocità di scorrimento del sangue:

$$V = \frac{\Delta F \cdot C}{2F \cdot \cos\vartheta}$$

Tenuto conto che le frequenze comunemente usate in ecoDoppler variano da 2 a 10 MHz e che la velocità del sangue nei principali vasi del corpo umano varia da 40-150 cm/s, ΔF cade in un range di frequenze fra 200 e 20.000 Hz. Infatti uno dei metodi più semplici per analizzare il segnale Doppler è quello di isolare la frequenza, ΔF , ed inviarla ad un amplificatore per disporre di un segnale sonoro la cui frequenza e le cui caratteristiche sonore sono strettamente legate alle velocità di scorrimento del sangue.

Angolo Doppler. La frequenza Doppler (ΔF) è direttamente proporzionale al coseno dell'angolo d'incidenza o angolo Doppler, cioè dell'angolo che si forma fra la proiezione vettoriale dell'asse di scorrimento del sangue e l'asse del fascio US. Il coseno di un angolo x , ($\cos x$) è l'ascissa dell'estremo libero del raggio vettore che definisce l'angolo. Al variare di x , su tutti i possibili valori si definisce la funzione $y = \cos x$, che presenta le stesse caratteristiche di continuità, limitatezza e perio-

dicità della funzione seno. Il grafico della funzione coseno è una sinusoide traslata di $-\pi/2$ radianti (-90°) rispetto all'asse delle y . La funzione del coseno per angoli fra 0° e 180° è tracciata nella (Fig. 21). Il coseno di 90° è 0, il coseno di 0° è 1, il coseno di 180° è -1. In altri termini, se l'angolo Doppler fra fascio incidente ed asse di scorrimento del sangue è di 90° , ossia se la scansione è ortogonale rispetto al vaso, non si registrerà alcuna variazione di frequenza o segnale Doppler. Se l'angolo di insonazione è compreso fra 90° e 0° ΔF , tende a crescere progressivamente in ampiezza per raggiungere la massima intensità quando l'angolo è $= 0^\circ$, cioè quando la direzione del flusso e l'asse del fascio incidente sono paralleli (Fig. 22). Quest'ultima situazione può realizzarsi in realtà solo con l'uso di sonde endovascolari. Quando l'angolo di incidenza è $>90^\circ$, il coseno diventa negativo e la frequenza di ritorno diventa inferiore rispetto alla frequenza di trasmissione, ($F_0 - \Delta F$). La direzione del flusso si inverte sino a raggiungere una posizione esattamente antiparallela a 180° . In modalità *power*, come avremo modo di vedere, il segnale Doppler viene analizzato in base all'ampiezza senza considerare l'angolo di insonazione e quindi la direzione del flusso. In realtà, le apparecchiature Doppler dotate di *power* "direzionale" analizzano anche la fase del segnale e sono in grado di rappresentare in scala cromatica la direzione del flusso. Nella (Fig. 23) vengono rappresentati i valori del *Doppler shift* in funzione dell'angolo di incidenza. ΔF è stato determinato in base all'equazione Doppler per varie frequenze di trasmissione e di velocità di scorrimento del sangue.

Per le considerazioni esposte, la tecnica di campionamento Doppler deve essere completamente diversa dalla tecnica di esecuzione di un'ecografia B-Mode. In B-Mode, per ottenere un'immagine di qualità bisogna raccogliere la massima parte dell'energia riflessa oltre allo *scattering* e quindi bisogna usare scansioni ortogonali. Il campionamento Doppler, viceversa, offre i

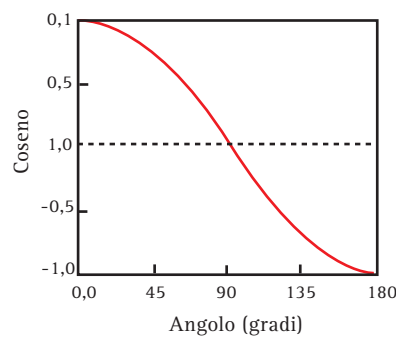


Fig. 21. FUNZIONE DEL COSENO PER ANGOLI COMPRESI FRA 0° E 180° .

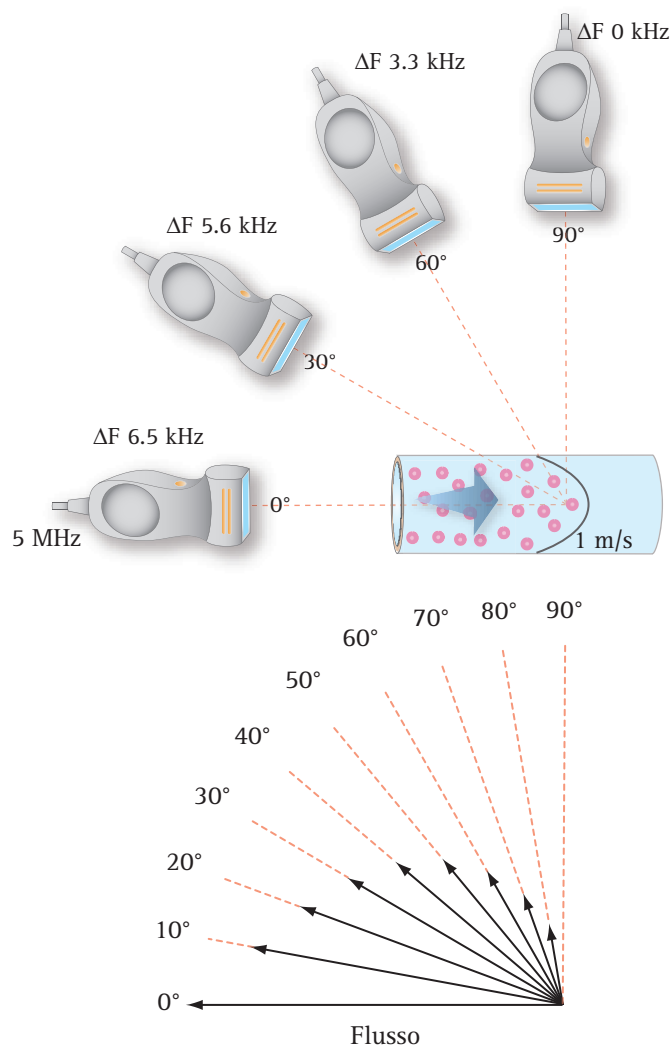


Fig. 22. FREQUENZA DOPPLER ED ANGOLO DI INCIDENZA. Assumendo che la velocità di scorrimento del sangue V , sia di 100 cm/s e che la frequenza operativa del modulo Doppler sia di 5 MHz , il diagramma indica le variazioni di ΔF in funzione dell'angolo di insonazione del vaso. A 0° la frequenza Doppler è massima (6.5 KHz) ma tende progressivamente a decrescere a mano a mano che l'angolo di incidenza si avvicina a 90° ($30^\circ = 5.6 \text{ KHz}$; $60^\circ = 3.3 \text{ KHz}$). Quando l'angolo di incidenza è ortogonale non si registra alcun effetto Doppler.

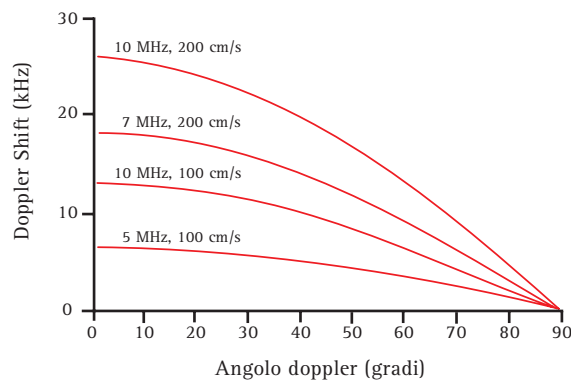


Fig. 23. FREQUENZA DOPPLER ED ANGOLO DI INCIDENZA. *Doppler shift* in funzione dell'angolo di incidenza e determinato in base all'equazione Doppler per varie frequenze di trasmissione e di velocità di scorrimento del sangue.

migliori risultati, cioè registra il segnale di maggiore intensità, con scansioni oblique e con angoli di insonazione molto bassi. Questa apparente incongruenza è giustificata dal modo con cui le due tecniche acquisiscono il segnale di ritorno. Se l'ecografia B-Mode crea l'immagine in base all'intensità degli echi riflessi e del *backscattering*, l'energia che genera il segnale Doppler è solo lo *scattering che origina dai globuli rossi in movimento*. L'intensità dello *scattering* è angolo-indipendente e la sua intensità è proporzionale alla quarta potenza dell'intensità degli US. Pertanto, per ottenere un segnale Doppler di qualità bisogna usare scansioni oblique, in quanto l'intensità dello *scattering* non varia con l'angolo di incidenza, mentre l'intensità del segnale Doppler è direttamente correlata con il coseno dell'angolo Doppler. Naturalmente, poiché il segnale Doppler viene sovrapposto all'immagine B-Mode, la qualità dell'immagine convenzionale, a fronte di un ottimo segnale Doppler, tende a decadere. Per questo, per ottenere un'immagine di buona qualità e registrare un buon segnale Doppler bisogna ricorrere ad un giusto compromesso: i migliori risultati vengono ottenuti usando scansioni con *angoli di insonazione compresi fra 30° e 60°*.

Questo non rappresenta certamente una regola assoluta, nel senso che i campionamenti Doppler ottenuti con angoli di insonazione inferiori a 30° sono sicuramente più accurati e precisi, anche se con angoli di insonazione compresi nel range fra 30°-60° gli scostamenti della velocità non sono drammatici (Tabella 2). È giusto che ciascun operatore sperimenti personalmente l'importanza della variabile "angolo Doppler" nel calcolo delle velocità. Ruotando la manopola che regola l'angolo di incidenza si noterà che con angoli >60° l'incremento dei valori di velocità diventa esponenziale, alterando la significatività del dato numerico. In altri termini, una VPS di 100 cm/s in arteria renale calcolata con un angolo di 55° è normale, mentre una VPS di 230 cm/s calcolata con un angolo di 75° non è un segno certo di stenosi (Fig. 24, 25, 26).

ANGOLO DOPPLER (GRADI)	PERCENTUALE DI ERRORE
30	5
40	8
50	10
60	15
70	24
80	50

Tabella 2. PERCENTUALE DI ERRORE PER UNA VARIAZIONE D'ANGOLO DEL 5%. Nella colonna a destra viene riportato l'angolo esatto, nella colonna a sinistra la percentuale di errore per uno scarto di 5° dall'angolo corretto.

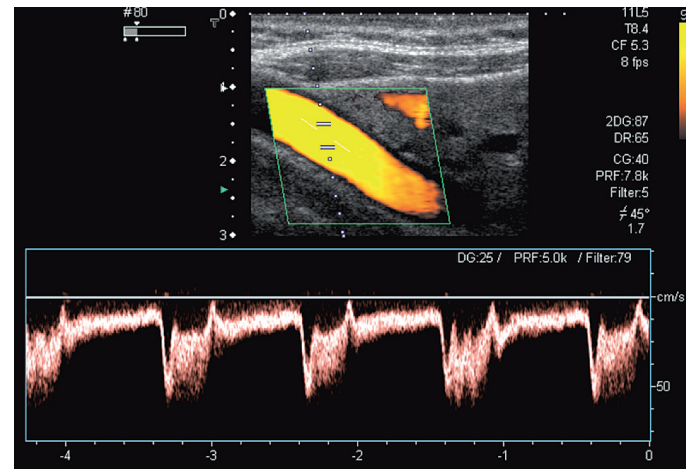


Fig. 24. ANGOLO DI INSONAZIONE 45°. Scansione longitudinale anteriore sulla carotide comune. Velocitogramma normale con VPS 58 cm/s.

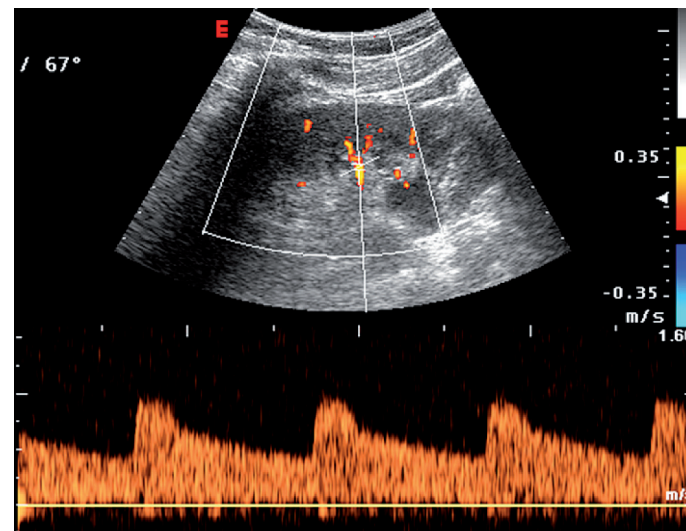


Fig. 25. ANGOLO DI INSONAZIONE 67°. Scansione coronale sull'ilo renale destro. Arteria segmentale campionata con angolo di 67°. VPS 100 cm/s (?)

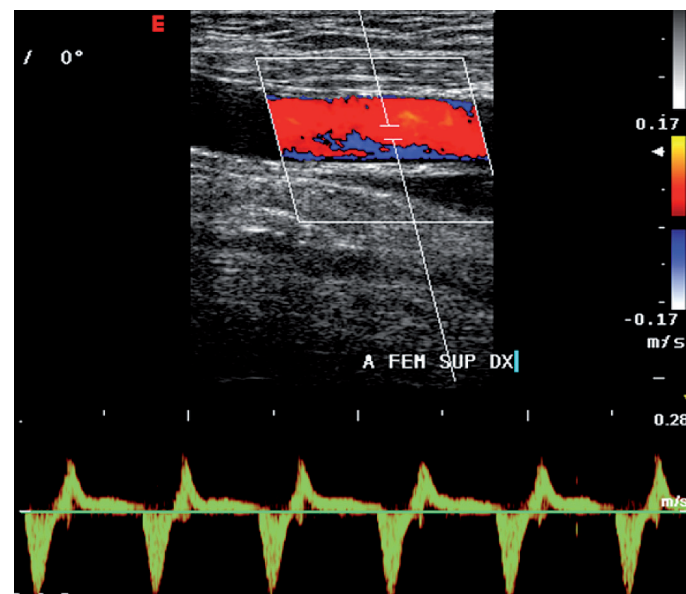


Fig. 26. ANGOLO DI INSONAZIONE "PER DEFAULT". Scansione longitudinale sul tratto prehunteriano dell'arteria femorale superficiale. VPS 25 cm/s (?)

È buona regola che in ciascun laboratorio di ecografia e colorDoppler si cerchi una validazione personale ed interpersonale che crei dei valori di riferimento e consenta di raggiungere un coefficiente di variabilità personale ed interpersonale accettabile (7-10%) e che questi valori vengano ottenuti con angoli di insonazione anche $<30^\circ$. A livello addominale, con le sonde convex, un angolo di insonazione ottimale può essere ricercato cambiando il piano di scansione o facendo variare decubito al paziente. Il problema è invece ben evidente con le sonde *small-parts* ad alta frequenza usate per il campionamento dei vasi superficiali. Si tratta di sonde lineari (2-4 cm) che insonano i vasi superficiali in modo ortogonale (ad esempio carotide comune, biforcazione carotidea, vasi femoro-poplitei, vasi afferente ed efferente della fistola artero-venosa). In queste condizioni l'angolo di insonazione è prossimo a 90° ed il segnale Doppler si registra con difficoltà. Il problema viene tecnicamente risolto con un artificio elettronico che prende il nome di "steering". Questa funzione obliqua elettronicamente il fascio US incidente agendo sui ritardi di eccitazione dei cristalli, per cui la porta di campionamento o il box-colore assumono una disposizione angolata ed obliqua rispetto alla direzione dello scorrimento del sangue nei vasi.

Tecnologia ed apparecchiature Doppler

Tutte le apparecchiature Doppler disponibili registrano l'effetto Doppler sfruttando un fascio di US generato da un trasduttore piezoelettrico che si propaga nei tessuti sino a raggiungere la colonna ematica in movimento. L'energia retrodiffusa dalla componente corpuscolata del sangue genera una variazione della frequenza incidente direttamente proporzionale alla velocità ed alla direzione del flusso. Il principio teorico è molto semplice e nel corso degli anni è stato applicato a strumenti sempre più complessi e sofisticati. In base alle caratteristiche di emissione degli US, possiamo distinguere apparecchiature *Doppler ad emissione continua* e ad *emissione pulsata*.

Negli ultimi 10 anni, le apparecchiature Doppler ad emissione pulsata hanno avuto uno sviluppo tumultuoso e continuo passando dal *Duplex-scanner* al *color power Doppler*. Questo ha relegato le applicazioni cliniche del Doppler ad emissione continua a settori clinici marginali. D'altra parte, gli spettacolari sviluppi del color power Doppler non sono riusciti a superare la necessità dell'*analisi spettrale delle velocità*, l'unica modalità di rappresentazione del segnale Doppler in grado di for-

nire una misura numerica e ripetibile della velocità di scorrimento del sangue e delle sue variazioni nel tempo.

DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA

Il Doppler ad emissione continua (*Continuous Wave - CW*) è stato il primo tentativo di applicazione dell'effetto Doppler in medicina. Questo tipo di apparecchiatura si basa su una tecnologia relativamente semplice e poco costosa. Intanto, le peculiarità meccaniche della sonda spiegano gran parte delle funzioni del CW Doppler. Il *trasduttore*, che nelle applicazioni vascolari ha una forma a "matita" o *pencil*, è costruito con due elementi piezoelettrici a forma di "D", giustapposti l'uno contro l'altro, ma ben separati nella meccanica ed isolati nelle connessioni elettriche. Uno dei due cristalli emette US in modo continuo (F_0 variabile da 2-10 MHz), l'altro resta continuamente in ricezione per raccogliere il segnale di ritorno. I due elementi attivi vengono costruiti tagliando a metà un disco di ceramica e, come mostrato nella (Fig. 27), vengono montati in modo da creare una lieve angolatura fra loro per cui, ad una certa profondità, l'asse di trasmissione degli US viene a sovrapporsi all'asse di ricezione. La sovrapposizione dei due campi si realizza a diverse profondità in base alla distanza focale del cristallo, alla frequenza di trasmissione ed alle scelte tecniche di costruzione. *Il volume di intersezione o l'area di convergenza fra i due campi rappresenta il punto di maggior sensibilità*, dove la sonda registra l'effetto Doppler di maggiore intensità (Fig. 28).

Perché nel CW Doppler non vengono usate sonde monoelemento? L'uso di queste sonde è poco praticabile poiché se il segnale di ritorno si venisse a sovrapporre al segnale trasmesso, i bassissimi livelli di energia del *Doppler-shift* imporrebbero l'uso di ricevitori con range dinamico molto elevato. Questo aumenterebbe sensibilmente i costi, senza peraltro garantire una perfetta separazione del segnale trasmesso da quello di ritorno.

Le componenti fondamentali del Doppler continuo sono schematizzate nel diagramma rappresentato in

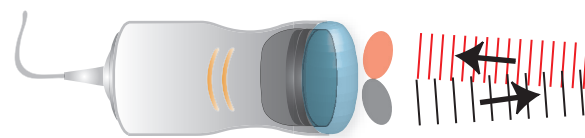


Fig. 27. TRASDUTTORE DEL DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA. La sonda del CW Doppler è costruita con due elementi piezoelettrici "a forma di D" separati nella meccanica e isolati nelle connessioni elettriche. I due elementi vengono montati in modo da generare fra loro una lieve angolatura per cui, ad una certa profondità, l'asse di trasmissione degli US viene a sovrapporsi all'asse di ricezione del segnale di ritorno.

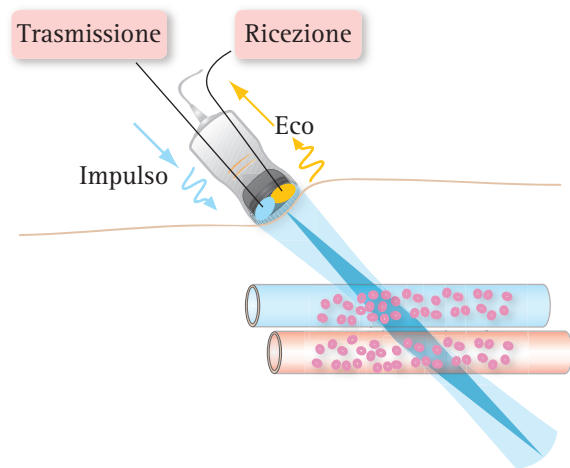


Fig. 28. TRASDUTTORE DEL DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA. Il volume di intersezione o l'area di convergenza fra i due campi rappresenta il punto di maggior sensibilità, dove la sonda registra l'effetto Doppler di maggiore intensità.

(Fig. 29a, b, c). Il funzionamento del CW Doppler è semplice. Un segnale elettrico continuo, sinusoidale di frequenza F , generato da un trasmettitore ad onda continua, eccita l'elemento piezoelettrico prescelto per la trasmissione. Questo converte il segnale elettrico in US della stessa frequenza F_0 , e li trasmette nei tessuti. L'energia retrodiffusa che deriva dallo scattering dei globuli rossi che fluiscono nei vasi ($F_0 \pm \Delta F$) viene raccolta dal trasduttore in ricezione continua e riconvertita in un segnale elettrico di RF ($F_0 \pm \Delta F$). Questo segnale viene amplificato e moltiplicato elettronicamente nel demodulatore con una frequenza di riferimento (la stessa generata dal trasmettitore). Per interferenza si genera un segnale complesso da cui viene isolata la frequenza di "battimento" (*beat frequency* degli anglosassoni), un segnale di bassa frequenza, nel range delle frequenze udibili. Il segnale complesso è costituito da una componente che è il prodotto del segnale di riferimento e del segnale Doppler positivo ($F_0 + \Delta F$) e da una seconda componente che è invece eguale alla differenza fra la frequenza di riferimento e la frequenza di ritorno ne-

3) **Modulazione di frequenza.** Questo procedimento elettronico è un sistema di radiotrasmissione nel quale l'onda del segnale da trasmettere (onda modulante) viene associata a un'onda portante (onda modulata) che ha caratteristiche proprie più adatte alla trasmissione. Esistono tre diversi tipi di modulazione: di frequenza (FM, *Frequency Modulation*), di ampiezza (AM, *Amplitude Modulation*) e di fase (PM, *Phase Modulation*). La loro realizzazione consiste nel trattare l'onda portante in modo che, istante per istante, la sua frequenza, la sua ampiezza o la sua fase, rispettivamente, variano in misura proporzionale alle relative variazioni del segnale da trasportare. La banda di frequenze, vale a dire l'intervallo entro cui varia la frequenza dell'onda portante modulata, è diversa in base al tipo di modulazione. La modulazione permette di adattare segnali diversi ad uno stesso canale e di rendere la trasmissione più efficiente, con effetti di interferenza e attenuazione ridotti. Prima della ricezione, il segnale viene sottoposto all'operazione inversa a quella di modulazione, detta demodulazione.

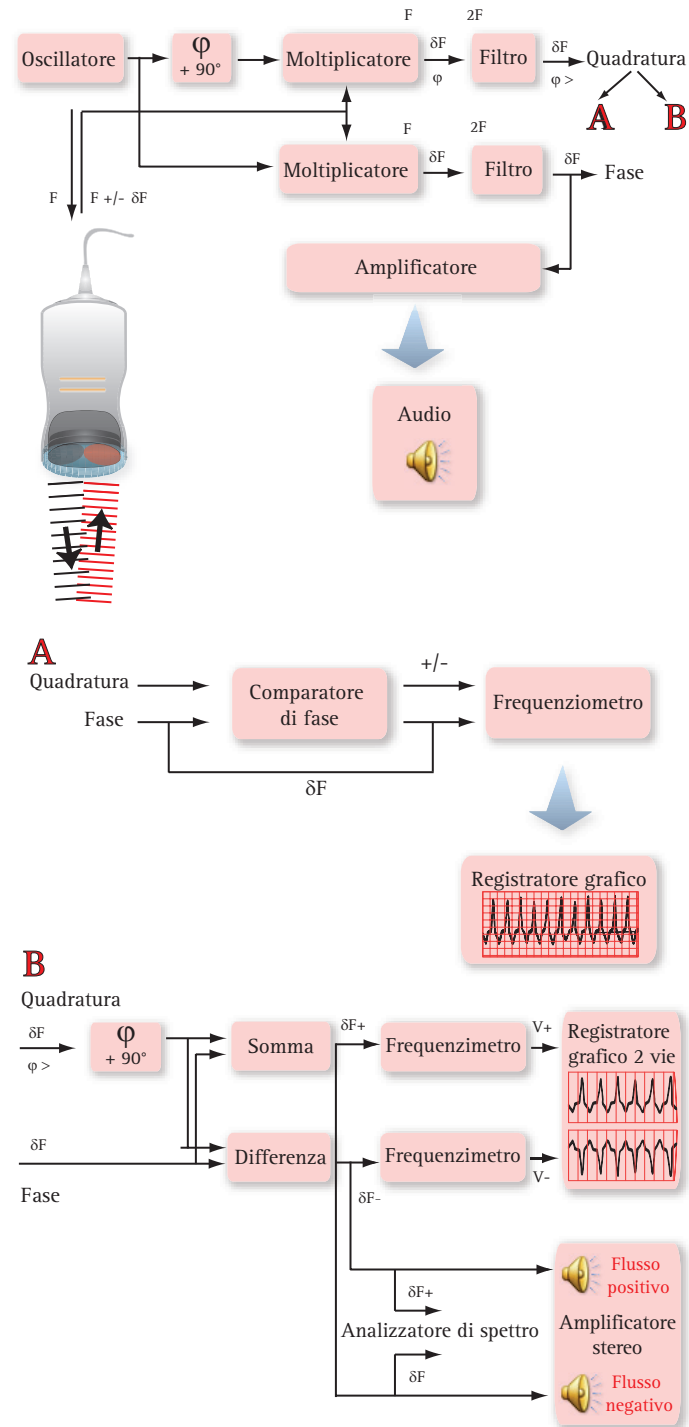


Fig. 29a, b, c. SCHEMA DI APPARECCHIO DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA. Il diagramma illustra le componenti elettroniche fondamentali e la loro funzione: 1) la sonda ; 2) l'oscillatore o impulsatore ad onda continua; 3) il ricevitore con i circuiti di amplificazione ed i circuiti di detezione del segnale (o demodulatore); 4) il filtro "passa alto" e "passa basso"; 5) l'amplificatore di audio-frequenze; 6) il frequenziometro con un sistema di registrazione grafica.

gativa ($F_0 - \Delta F$). La frequenza di battimento o *beat-frequency* corrisponde al *Doppler-shift* o segnale Doppler² (Fig. 30). La frequenza Doppler amplificata da un altoparlante viene rappresentata con un suono.

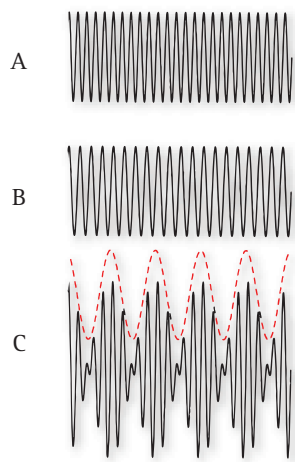


Fig. 30. “FREQUENZA DI BATTIMENTO O BEAT FREQUENCY”. La figura illustra le tappe necessarie per generare un segnale Doppler. Il metodo usato nel CW per misurare il *Doppler-shift* è basato sul principio dell'interferenza e della modulazione di frequenza. Il ΔF convertito in segnale di RF ed amplificato, viene algebricamente sommato ad un segnale portante generato dall'oscillatore. (A) rappresenta un'onda continua di frequenza costante 25 Hz/s. (B) rappresenta un'onda continua di ritorno con frequenza di 20 Hz/s. (C) rappresenta l'onda complessa risultante dalla sommazione algebrica (interferenza) di (A) e (B). La frequenza di battimento o *beat frequency* (linea tratteggiata sull'onda complessa) corrisponde al ΔF ed in questo caso è pari alla differenza (5 Hz/s).

Doppler continuo non direzionale. L'apparecchio Doppler descritto è uno strumento “non direzionale”, in quanto il segnale in uscita è identico sia nel caso in cui la colonna ematica si avvicina sia nel caso in cui si allontana dal trasduttore. In altri termini, in questo sistema è davvero impossibile riconoscere la fase di ΔF , e quindi se il segnale è positivo o negativo. Il CW Doppler “non direzionale” trova applicazioni in ostetricia (cardiotocografia), in chirurgia vascolare per valutare al letto del malato o in sala operatoria la pervietà di un vaso, il segnale di una fistola artero-venosa di recente impianto, ossia in condizioni cliniche ove è indispensabile dimostrare solo la presenza di flusso e quindi di una velocità di scorrimento del sangue indipendentemente dalla direzione.

Doppler continuo direzionale. Nelle applicazioni vascolari vere e proprie vengono usate apparecchiature CW Doppler “direzionali”, capaci di rappresentare la *fase o direzione del flusso* e l'*ampiezza del segnale*. Questo può essere realizzato in vari modi. Un metodo relativamente costoso per ottenere la **determinazione della fase** (segno del ΔF) nei sistemi Doppler direzionali è la *detezione in quadratura* o in “*décalage di fase*”. Questa procedura, relativamente complessa, non è immediata e facile da comprendere ad un primo approccio. Nella *detezione in quadratura* il processo che permette di isolare per battimento ΔF , cioè la moltiplicazione del segnale Doppler

per la frequenza di riferimento (modulazione), viene effettuato due volte, in parallelo ed in due diversi circuiti di demodulazione. In uno di questi canali il segnale Doppler viene combinato con la frequenza del trasmettitore, mentre nell'altro viene combinato con la stessa frequenza fuori fase di 90°, cioè di $\frac{1}{4}$ del periodo rispetto alla frequenza di riferimento (da qui la definizione di *processing in décalage di fase* o di *detezione in quadratura*) (Fig. 31). All'uscita di questi due circuiti, uno dei quali è detto “in fase”, l'altro “in quadratura”, si ritrova lo stesso segnale Doppler, ΔF , la cui fase sarà in anticipo se ΔF è positivo o in ritardo se ΔF è negativo. Un comparatore di fase attribuisce a ΔF il segno positivo o negativo prima di inviarlo ad un frequenziometro per la registrazione grafica. Il segno positivo o negativo rifletterà il senso del movimento circolatorio, in avvicinamento o in allontanamento. Naturalmente, i segnali in uscita dal demodulatore sono identici per cui un normale amplificatore audio non è in grado di distinguere il segnale che rappresenta l'avvicinamento del flusso da quello che rappresenta l'allontanamento. L'interposizione di un **analizzatore di spettro** consente invece di separare completamente i flussi ed inviare il segnale ad un amplificatore stereo. In ogni caso, prima di essere inviato all'amplificatore audio o al potenziometro per la registrazione grafica, il segnale Doppler viene filtrato con un filtro “passa alto” (50-100 Hz) per eliminare le frequenze più basse che originano dalle vibrazioni di parete (*wall thump* degli anglosassoni) e con un filtro “passa basso” per eliminare le frequenze più elevate che introducono rumore. Nella gran parte delle apparecchiature

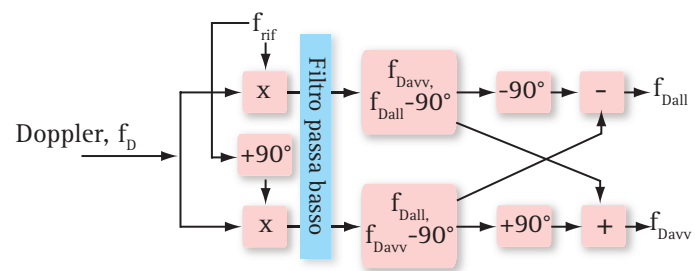


Fig. 31. SCHEMA DI UN DETETTORE IN QUADRATURA. Il detettore in quadratura viene usato per determinare il segno del ΔF e la direzione del flusso (in avvicinamento o in allontanamento). Il segnale Doppler viene inviato in due diversi canali e quindi modulato con una frequenza di riferimento (f_{rif}). In uno dei due canali, detto in quadratura, il segnale di riferimento viene sfasato di 90° (un quarto di un periodo). I segnali in uscita dal demodulatore sono filtrati da un filtro passa-basso e le relative fasi in uscita dai due canali vengono comparate per stabilire la direzione del segnale in avvicinamento (f_{avv}), ed in allontanamento (f_{all}). Il segnale in uscita dai due canali può essere inviato a due amplificatori disposti a destra ed a sinistra e permettere così all'operatore di ascoltare la frequenza Doppler in stereo.

esiste anche un “filtro di parete” che, regolato dall'operatore, consente di abbattere ulteriormente le basse frequenze.

Un altro procedimento usato in alcune applicazioni per determinare la fase del segnale Doppler è il procedimento di *trasposizione dello spettro in bassa frequenza (sistema eterodino)*. In questo caso, la frequenza di battimento viene isolata moltiplicando la frequenza Doppler per una frequenza di riferimento F_1 , diversa dalla frequenza di trasmissione e di valore pari a qualche decina di KHz. Si ottengono così delle frequenze che, in base alla fase positiva o negativa del segnale Doppler, si distribuiscono da una parte o dall'altra di questa frequenza F_1 . Il principale inconveniente di questo procedimento è la necessità di un filtro di rigetto fine e preciso capace di eliminare questa frequenza di riferimento e le basse frequenze più vicine. Questo procedimento semplifica notevolmente la connessione con un analizzatore di frequenza, per quanto le caratteristiche tecniche del filtro e la sua instabilità nel tempo rappresentino una difficoltà tecnologica non completamente superata.

Il secondo problema da risolvere dopo la determinazione della fase del segnale Doppler è la *misura quantitativa di ΔF* . La misurazione di ΔF in funzione della registrazione grafica delle sue variazioni nel tempo può essere realizzata con diversi metodi, ciascuno dei quali fa ricorso ad un frequenziometro, cioè uno strumento misuratore della frequenza di una corrente elettrica alternata. Il più semplice e meno costoso disponibile in commercio è il *contatore di passaggi della linea zero (zero crossing detector)* degli anglosassoni). Questo dispositivo fornisce un impulso ogni volta che il segnale supera una certa soglia al di sopra o al di sotto della *linea zero*. Gli impulsi così liberati caricano un condensatore a resistenza che in uscita libera una tensione elettrica che è proporzionale alla frequenza dell'impulso e quindi del segnale Doppler (Fig. 32). Il metodo presenta alcune limitazioni. In primo luogo, fornisce solo una *stima della media istantanea* di ΔF (più precisamente della media quadratica) senza alcuna indicazione sullo spettro delle frequenze Doppler che possono essere simultaneamente presenti nel segnale. In secondo luogo, può funzionare correttamente solo nei casi in cui il rapporto segnale/rumore è soddisfacente e per questo ha bisogno di una regolazione molto fine per evitare che venga rappresentato anche il rumore di fondo.

A questo punto, il segnale elaborato può essere rappresentato con una *curva di velocità in funzione del tempo* sullo schermo di un oscilloscopio, inviato ad un potenziometro per essere registrato su carta millimetra-

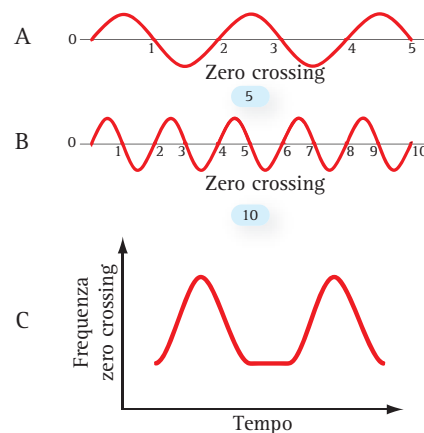
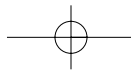


Fig. 32. DETETTORE ZERO CROSSING. È un frequenziometro ossia uno strumento che misura le variazioni di frequenza. Il detettore libera una tensione elettrica ogni qualvolta il segnale supera in senso positivo o negativo la linea zero (A, B). Il segnale generato è proporzionale alla frequenza dell'impulso e quindi del segnale Doppler. La gran parte dei detettori *zero crossing* riproduce un'onda continua ove la frequenza viene rappresentata in ordinata e il tempo in ascisse (C).

ta, o, opportunamente amplificato da un altoparlante, può essere “ascoltato” come un suono “pulsato” ed acuto se di origine arteriosa, o come un soffio continuo, simile al “rumore del vento”, se di origine venosa.

In commercio, il CW Doppler è disponibile sia come strumento portatile, sia come funzione integrata nelle apparecchiature ecoDoppler più complesse. In entrambi i casi, l'operatore può regolare la potenza di trasmissione degli US e l'intensità del segnale eco di ritorno, regolare la sensibilità del ricevitore (*gain control*) ed il filtro ed, infine, controllare il volume di uscita audio. La frequenza di trasmissione viene regolata dall'operatore in base alla profondità del vaso che si vuole esplorare, in modo che questi cada nel punto di sovrapposizione fra asse di trasmissione e di ricezione. Purtroppo, i vasi hanno un tragitto ed una sede anatomica relativamente variabile in base alla complessione fisica, alla magrezza o all'obesità ed alle anomalie anatomiche. Da quanto detto si comprende come i risultati dell'esame CW Doppler siano strettamente legati all'abilità ed all'esperienza, quasi artigianale, dell'operatore. Infatti, il segnale di ritorno rappresenta la velocità dei globuli rossi che il fascio US incontra lungo l'intero tragitto degli US, indipendentemente dalla profondità e dalla natura del vaso. Così il segnale Doppler dell'arteria può mescolarsi con quello della vena satellite senza alcuna discriminazione spaziale. In altri termini, il CW Doppler non dispone di alcuna *discriminazione spaziale o capacità di selezione in funzione della topografia* dei vasi. A questo svantaggio fondamentale, il CW Doppler associa altri vantaggi indiscutibili. Il più importante è la possibilità di rappresentare senza alcun limite di am-



biguità lo spettro delle frequenze Doppler. Questo consente di campionare sia velocità di picco molto elevate come i *jet sistolici* da stenosi valvolare aortica ove le velocità possono raggiungere e superare i 10 m/s, sia flussi molto lenti altrimenti non campionabili con i sistemi Doppler pulsati (Fig. 33). L'unico limite, in questo senso, è rappresentato dalla necessità che il *Doppler-shift* (ΔF) resti compreso nel range della banda passante dello strumento e delle frequenze percepite come suono dall'orecchio umano. Un altro vantaggio molto importante è che CW Doppler non incorre nel rischio di un'ambiguità spettrale da *aliasing*, poiché il sistema di trasmissione degli US è completamente separato dal sistema di ricezione e, a differenza di tutti i sistemi ad emissione pulsata, non dipende dall'impostazione della PRF. Fra i pregi del CW Doppler, infine, bisogna ricordare la maneggevolezza e la possibilità di esplorare territori vascolari difficili, "sul campo" operatorio o al letto del malato ed i costi estremamente contenuti.

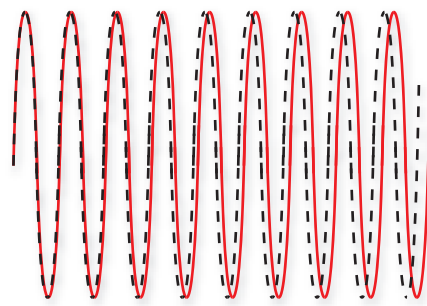


Fig. 33. SENSIBILITÀ DEL CW DOPPLER. Flussi molto lenti generano *Doppler-shift* (curva tratteggiata) di bassa intensità rilevabili solo dopo trasmissione di impulsi molto lunghi costituiti da molti cicli (curva continua). Il CW Doppler può campionare sia velocità molto elevate come i *jet sistolici* da stenosi valvolare aortica altrimenti non campionabili con i sistemi Doppler pulsati, sia flussi molto lenti.

ECO-DOPPLER AD EMISSIONE PULSATA (DOPPLER DUPLEX-SCANNER)

Il nome "Duplex-scanner" è riservato alle apparecchiature ecografiche a doppia scansione che usando il medesimo trasduttore formano l'immagine B-Mode ed eseguono contemporaneamente l'analisi spettrale del segnale Doppler. Nel Duplex-scanner il trasduttore genera US in modo discontinuo e funziona in modo alternato da trasmettitore e ricevitore (*Pulsed Wave Doppler - PW*). L'emissione degli US avviene per brevi impulsi (qualche μs) ed, in trasmissione, l'operatore può variare sia la *potenza acustica degli US* che la durata dell'impulso (*numero di cicli*). Entrambe le scelte migliorano la sensibilità del PW Doppler a scapito di un'esposizione

acustica più elevata e di un impoverimento della risoluzione assiale dell'immagine B-Mode (Fig. 34). Nell'intervallo di tempo che separa due impulsi successivi la sonda raccoglie i segnali che consentono di formare l'immagine B-Mode e le frequenze Doppler. Questo intervallo di tempo varia in funzione della distanza percorsa e quindi della profondità di campo. Conoscendo la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (circa 1540 m/s), è possibile calcolare la distanza (tragitto di andata e ritorno) in base al tempo intercorso fra emissione dell'impulso e ritorno degli echi. L'equazione temporale stabilisce che: $d = CT/2$, ove d , è la distanza (in metri); C , la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (m/s) e T , il tempo di andata e ritorno del segnale (s).

Volume campione o porta di campionamento. A differenza del segnale che concorre a formare l'immagine B-Mode, il segnale Doppler non viene raccolto durante l'intero intervallo o periodo fra due impulsi successivi (PRP), ma solo per un breve intervallo di tempo che prende il nome di "porta" (*gate*) e lungo una sola linea di vista del campo sonoro, detta *linea di scansione Doppler*.

La "porta di campionamento" è un intervallo di tempo fra due impulsi consecutivi e rappresenta pertanto una grandezza temporale. Nell'immagine B-Mode, questa grandezza corrisponde ad una regione geometrica chiamata comunemente "volume campione" dove vie-

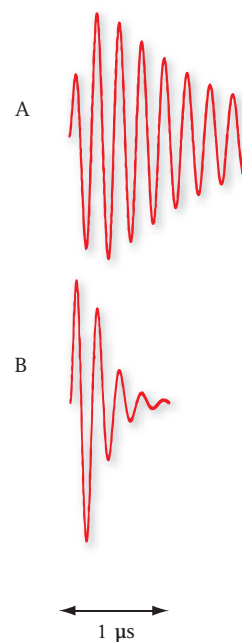
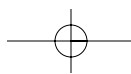


Fig. 34. DURATA DELL'IMPULSO IN PW DOPPLER (A) ED IN B-MODE (B). Gli impulsi di lunga durata migliorano la sensibilità del PW Doppler a scapito di un'esposizione acustica più elevata e di un impoverimento della risoluzione assiale dell'immagine B-Mode.



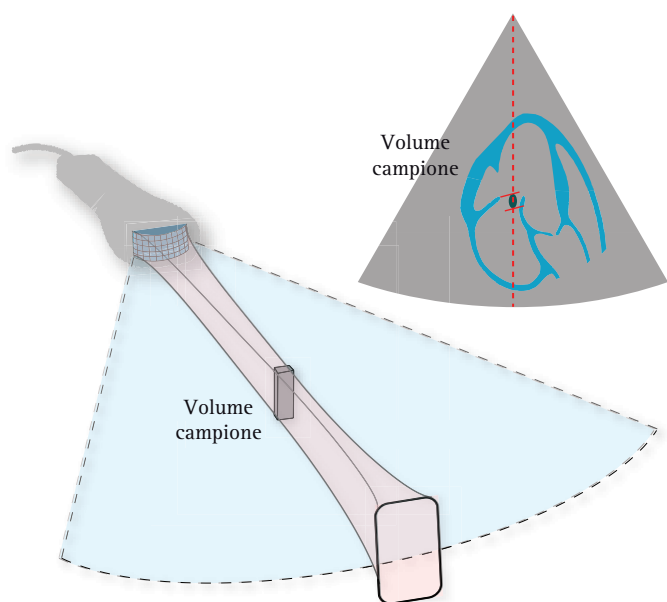


Fig. 35. VOLUME CAMPIONE. Nel PW Doppler, a differenza che nel CW Doppler, il segnale non viene raccolto “alla cieca” ed elaborato durante l'intero intervallo di ascolto, ma solo in un breve intervallo di tempo che prende il nome di “porta” (*gate*) e lungo una sola linea del campo di vista della sonda. La porta di campionamento è un intervallo temporale ma nella pratica viene indicata con il nome di volume campione e definisce impropriamente la regione dello spazio in cui viene selezionato il segnale Doppler.

ne selettivamente rilevato il segnale Doppler (Fig. 35). Il volume campione è delimitato da due piccoli tratti lineari lungo la linea di scansione Doppler e può essere spostato a piacimento in un qualsiasi punto dello spazio del campo sonoro. Intanto la linea di scansione Doppler può essere scelta liberamente dall'operatore. La lunghezza del volume campione (apertura in senso ortogonale rispetto all'asse di propagazione del fascio US) non è variabile, mentre la larghezza sul piano assiale del fascio può essere liberamente regolata così come la profondità lungo la linea di scansione.

La profondità in senso assiale si regola agendo sul ritardo temporale di apertura della “porta” fra due impulsi successivi (Fig 36a, b). L'effetto spaziale sull'immagine B-Mode è quello di un allontanamento o di un avvicinamento del volume campione alla sonda (Fig. 37a, b). Modificando, invece, la durata temporale di apertura della “porta” di ascolto si regola la larghezza (da 1 a 15 mm) del volume campione sul piano assiale. Un volume campione di 2-3 mm corrisponde ad un tempo di apertura della porta molto breve e quindi consente di campionare il segnale Doppler in una zona ristretta. Un tempo di apertura maggiore permette di ampliare la zona di campionamento ma spesso favorisce l'insorgenza di artefatti da sovracampionamento.

In sintesi, la regolazione temporale della “porta di ri-

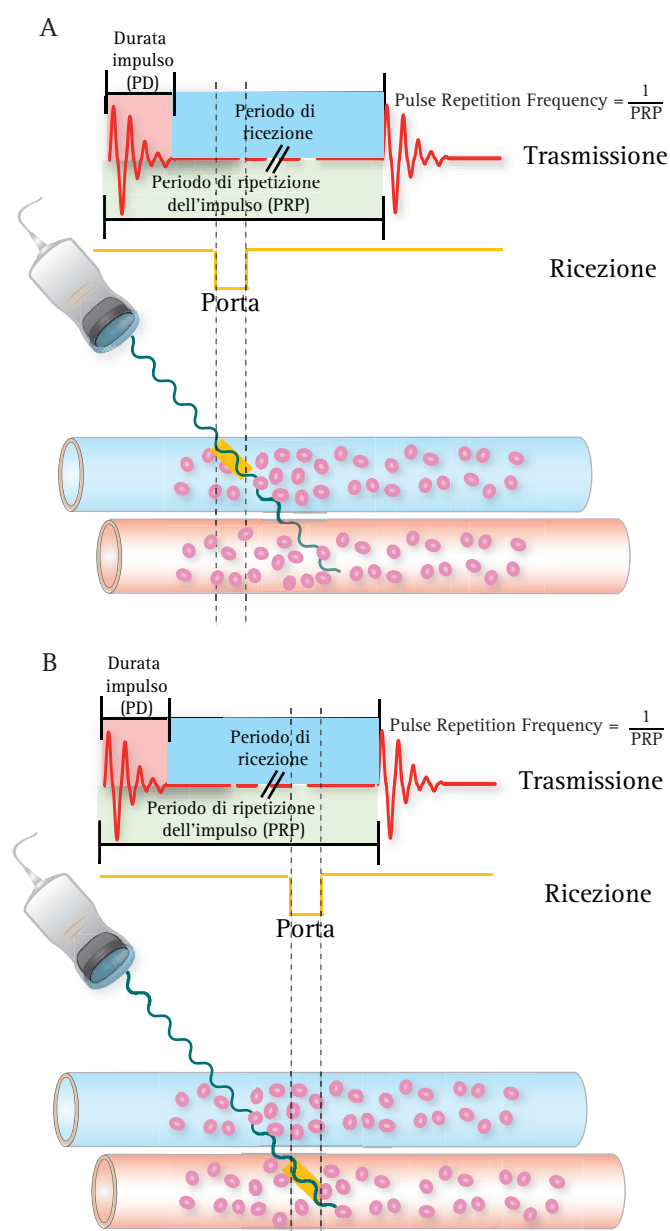


Fig. 36a, b. PROFONDITÀ DEL VOLUME CAMPIONE. L'operatore può disporre liberamente il volume campione a varie profondità, in base alla disposizione anatomica dei vasi da campionare ed alle applicazioni Doppler. La profondità del volume campione è regolata dal ritardo con cui viene aperta la “porta” fra due impulsi successivi, cioè dal momento temporale in cui viene aperto il campionamento rispetto a due impulsi successivi (*Pulse Repetition Period*).

cezione” dei segnali Doppler corrisponde alla delimitazione geometrica di un volume campione, cioè di un volume di misura lungo la linea di scansione Doppler. La forma del volume campione e, di conseguenza la precisione e la selettività del campionamento spaziale del PW Doppler, dipendono dalla forma geometrica della sonda, dalle caratteristiche dell'impulso trasmesso (spessore del fascio sul piano assiale ed elevazionale, focalizzazione, frequenza di trasmissione). Nella (Fig. 38) si può notare come, sul piano perpendicolare all'asse di

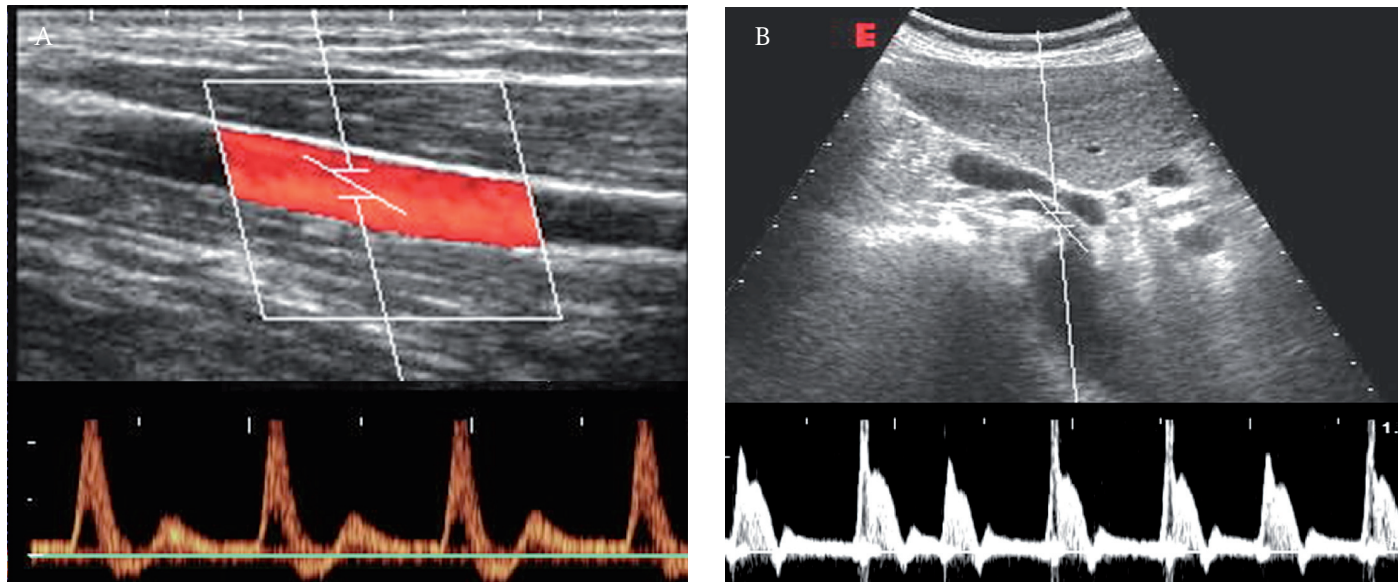


Fig. 37a, b. PROFONDITÀ DEL VOLUME CAMPIONE. Campionamento di vaso superficiale (arteria brachiale) con sonda da 10 MHz: profondità del volume campione circa 2 cm (A). Campionamento di un vaso addominale profondo (ostio dell'arteria renale destra in paziente con malattia ischemica cronica) con sonda da 3.5 MHz: profondità del volume campione circa 8 cm (B).

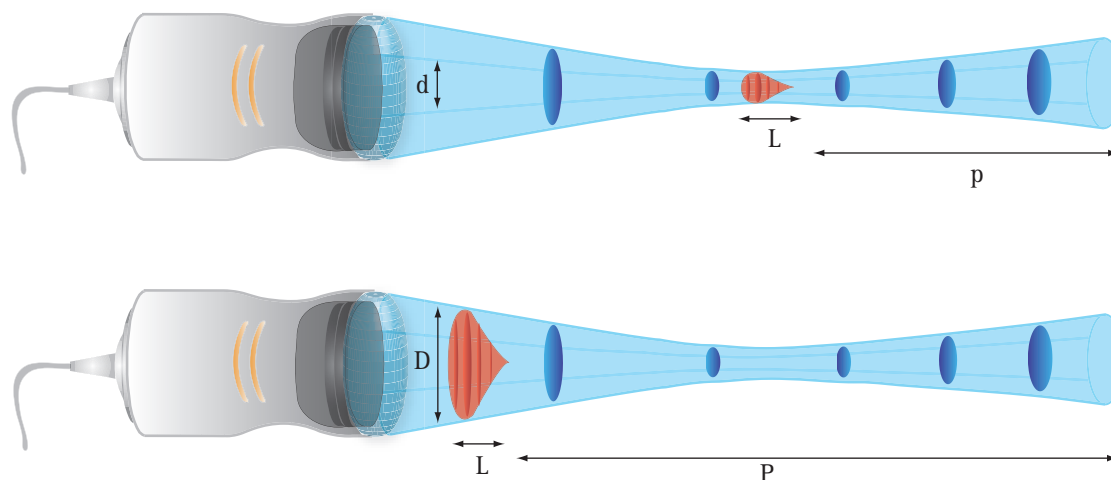


Fig. 38. FORMA GEOMETRICA DEL VOLUME CAMPIONE. La lunghezza del volume campione non è regolabile (L), mentre il suo diametro (D) varia in funzione della profondità (P > p) e della focalizzazione del fascio. Un trasduttore di alta qualità, ben smorzato genererà una porta ben delimitata, mentre un trasduttore mal smorzato, risonante, genererà un volume campione con una "coda lunga" ed, a dispetto di una buona sensibilità, avrà una risoluzione spaziale mediocre e piena di artefatti.

trasmissione degli US, il volume campione ha una forma che dipende dalla geometria della sonda (in questo caso circolare). In senso assiale, lungo la direzione del fascio US, ha invece una forma "piriforme" o "a goccia" ed il suo diametro varia in funzione della focalizzazione del fascio US. Un trasduttore ben smorzato, di alta qualità, senza risonanza genera una porta ben delimitata, mentre un trasduttore mal smorzato, darà origine ad un volume campione allungato che, a dispetto di una buona sensibilità, avrà una risoluzione spaziale mediocre e piena di artefatti.

Aumentando le dimensioni del volume campione si

allarga il volume da cui vengono derivati i segnali Doppler. Questo è facilmente intuibile e può essere dimostrato campionando un vaso con un volume campione di varie dimensioni, contenuto completamente nel lume, esteso sino alle pareti vasali o tale da superare il limite delle stesse. Come vedremo, il campionamento di un vaso non dà origine ad una singola frequenza, ma ad uno spettro di frequenze Doppler che rappresenta la distribuzione della velocità dei singoli pacchetti di globuli rossi che scorrono nel vaso. Per questo, l'interpretazione clinica del segnale Doppler e qualsiasi calcolo numerico eseguito sulla curva velo-

cità/tempo presuppongono che l'intera sezione del vaso campionato sia esposta ad un campo sonoro uniforme.

L'insonazione uniforme dipende dalle caratteristiche del fascio US, dalla grandezza, dalla profondità e dall'orientamento del vaso ma anche dalla grandezza e dalla disposizione del volume campione. Nella pratica è buona norma impostare le dimensioni del volume campione in funzione del calibro del vaso (ad esempio 2-4 mm per l'arteria renale, 9-10 mm per l'aorta addominale), in modo che questi sia contenuto completamente nel lume vasale, senza toccare le pareti o superarle verso i tessuti perivascolari. Le ultime due condizioni introducono artefatti da sovracampionamento determinate dalle vibrazioni trasmesse dalla parete o dalle strutture perivascolari.

La linea di scansione Doppler può essere controllata dai cristalli della filiera del trasduttore o da un gruppo di cristalli disposti ai margini e specificamente dedicati all'analisi Doppler. Nel primo caso i cristalli piezoelettrici che corrispondono alla linea di vista prescelta cessano di funzionare in B-Mode nel momento in cui viene attivato il modulo Doppler e vengono usati esclusivamente per l'invio degli impulsi e la raccolta del segnale Doppler. Controllando i ritardi di fase di eccitazione dei cristalli è anche possibile obliquare la linea di scansione e superare i limiti del campionamento ortogonale. La disposizione marginale di un gruppo di cristalli dedicati consente di ottenere ottime immagini simultanee, ma gli angoli di esplorazione risultano piuttosto limitati.

Caratteristiche tecniche del modulo Doppler. Le apparecchiature con modulo Doppler pulsato sono state introdotte in commercio nei primi anni '90. Esse hanno rappresentato un vero "salto di qualità" in quanto, per la prima volta, una tecnica non invasiva, ben tollerata, ripetibile e non costosa, offriva la possibilità di valutare la morfologia dei vasi (decorso, caratteri strutturali di parete nelle sedi in cui più comunemente si realizzano i quadri steno-ostruttivi più gravi) e, contemporaneamente, la velocità di scorrimento del sangue. Il grande interesse per le applicazioni Doppler è derivato sicuramente dalla risoluzione spaziale dal B-Mode e quindi dalla possibilità di campionare in modo "mirato" non solo i vasi superficiali, ma anche quelli profondi (aorta, arterie renali, vena cava, vena porta) esplorabili solo con tecniche angiografiche fortemente invasive. Questi vantaggi hanno esteso in modo esponenziale le applicazioni cliniche del Doppler. Il rovescio della medaglia è che il Doppler è una tecnica complessa, delicata e costosa, che impone l'uso di po-

tenze acustiche più elevate e teoricamente dannose ed ha un rapporto segnale/rumore meno favorevole rispetto al Doppler ad emissione continua. Il maggior limite di tutte le apparecchiature Doppler ad emissione pulsata è l'incapacità di rappresentare l'intero spettro delle frequenze Doppler senza incorrere nel rischio di ambiguità spettrale (o *aliasing*).

Prima di analizzare questo rischio, ricordiamo che il *processing*, l'amplificazione, la demodulazione del segnale sono sostanzialmente simili a quelli già descritti nel CW Doppler direzionale. Il diagramma rappresentato nella (Fig. 39) mostra lo schema di un'unità PW Doppler. Un sincronizzatore centrale coordina l'attività dell'impulsore e quindi controlla la PRF e la porta di ricezione o volume campione scelti dall'operatore. Per migliorare la sensibilità del Doppler in base alle applicazioni cliniche l'operatore può variare la potenza acustica del fascio, la durata di un singolo impulso (ossia il numero di cicli dell'impulso o *spatial pulse length*) ed il numero di impulsi da lanciare lungo la linea di scansione. La possibilità di rappresentare fedelmente un movimento diventa tanto maggiore quanto più numerosi e ben separati nel tempo sono il numero di impulsi inviati e quindi i segnali che originano da un riflettore mobile. Per stabilire se un riflettore è fermo o in movimento, bisogna che il segnale eco sia processato comparando la fase del segnale con quella di un se-

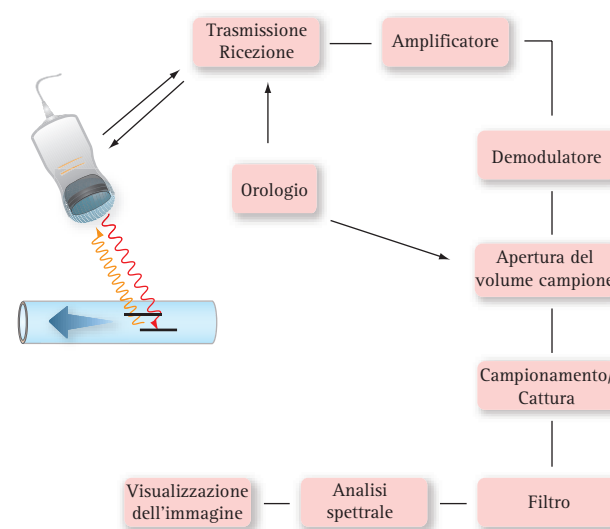


Fig. 39. SCHEMA DI UN'UNITÀ PW DOPPLER. L'operatore agendo su un sincronizzatore centrale può controllare la PRF, il numero, la durata e la potenza acustica degli impulsi lanciati lungo la linea di scansione Doppler. Il sincronizzatore centrale regola anche i tempi di trasmissione e il "range gate" (profondità e diametro del volume campione). I segnali Doppler processati nel demodulatore e caratterizzati per fase ed ampiezza vengono progressivamente memorizzati nel modulo di analisi e memoria Doppler e, dopo il filtraggio, sono rappresentati sul monitor o come un suono stereo.

gnale di riferimento la cui fase è sincronizzata con quella dell'impulso trasmesso. Ricordiamo che due onde sono dette in fase se il ventre, la cresta e il punto zero coincidono nel tempo. Gli echi che originano da riflettori stazionari hanno la stessa fase del segnale di riferimento, mentre quelli che originano da riflettori in movimento subiscono una variazione di fase a causa dell'effetto Doppler. Oltretutto, gli echi che originano da riflettori stazionari o in movimento raggiungono il ricevitore in tempi diversi dopo la trasmissione dell'impulso ed il segnale di riferimento ha la medesima frequenza e fase dell'impulso trasmesso. Nel volume campione, per ciascun singolo riflettore che si muove a velocità costante, vengono registrati una serie di segnali eco che derivano da una successione di impulsi trasmessi nel tempo da un circuito di campionamento e memoria. Questo circuito assembla i valori misurati ed ottenuti da impulsi successivi per formare la frequenza di battimento. Normalmente, per interrogare il volume campione lungo la linea di scansione Doppler, vengono lanciati da 64 a 128 impulsi per un tempo totale ascoltato di circa 10 μ s o meno. Il segnale Doppler amplificato viene inviato al demodulatore ed *analizzato in fase ed ampiezza*. L'analisi ripetuta del segnale che origina in tempi successivi dal volume campione consente di costruire gradualmente la curva spettrale (Fig. 39).

Doppler pulsato multigate. La sensibilità del Doppler può migliorare non solo aumentando il numero di impulsi che interrogano il volume campione. Lo stesso effetto può essere ottenuto acquisendo simultaneamente il segnale da più porte. Nel *PW Doppler multigate* il segnale è acquisito sfruttando simultaneamente multipli volumi campione e più canali di ricezione disposti in parallelo. Ciascun canale gestisce un punto di campionamento ben separato nel ritardo di tempo e disposto lungo la direzione di propagazione del fascio. I sistemi Doppler *multigate* contengono tipicamente da 6 a 32 porte con una risoluzione assiale minima di 1 mm per ciascun volume campione. Il sistema *multigate* non penalizza la PRF o il tempo di processazione del segnale, in quanto ciascun canale parallelo agisce in modo indipendente elaborando le informazioni durante il periodo di ripetizione degli impulsi.

Nel Doppler pulsato la curva spettrale viene ricostruita per tratti discreti e ciascun segmento deriva dal segnale generato da un impulso (Fig. 40, 41). Per ogni impulso lanciato viene raccolto un segnale che viene elaborato e memorizzato nel modulo di analisi Doppler. La frequenza di campionamento è pertanto uguale alla PRF, quale sia la profondità del volume campione. Di conseguenza, tanto più elevata è la frequenza di cam-

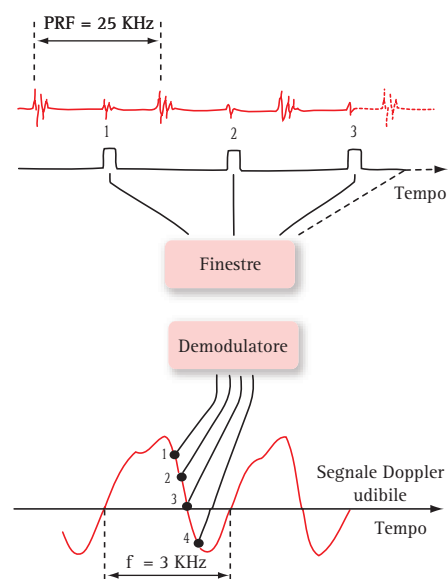


Fig. 40. ANALISI DEL SEGNALE NELL'UNITÀ DOPPLER. L'unità raccoglie segnali di fase ed ampiezza che rappresentano il movimento dei globuli rossi nel volume campione in tempi successivi. La memorizzazione di ciascun punto di analisi consente di costruire gradualmente la curva spettrale.

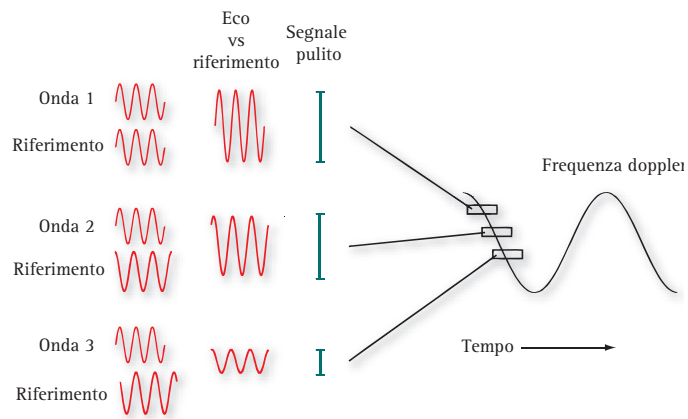


Fig. 41. PROCESSO DI ANALISI DEL SEGNALE DOPPLER. Il segnale Doppler che origina dal bersaglio in movimento contenuto nel volume campione causa uno *shift* di fase del segnale. Il segnale di ritorno viene combinato con una frequenza di riferimento e dal segnale composito viene estratta la frequenza Doppler per battimento. Dallo stesso bersaglio vengono acquisiti più segnali con una sequenza di impulsi che si susseguono con intervalli di tempo uguali alla PRF. Tutti i segnali eco successivi hanno uno *shift* di fase diverso. Il segnale netto si riduce in ampiezza a mano a mano che lo *shift* di fase aumenta. La frequenza di battimento si forma unendo i vari tratti successivi del segnale netto in funzione del tempo.

pionamento rispetto alla frequenza Doppler, tanto migliore sarà la sua rappresentazione dopo il campionamento. Nella (Fig. 42) un'onda sinusoidale continua viene campionata con una frequenza relativamente alta (le frecce indicano ogni punto di campionamento). La curva sottostante, che riproduce in modo fedele il segnale originale, rappresenta il risultato grafico del campionamento.

I problemi più importanti che la tecnologia ha do-

vuto risolvere nelle apparecchiature con modulo PW Doppler sono stati essenzialmente due:

- la difficoltà di rappresentare lo spettro delle frequenze Doppler senza incorrere nel rischio di **ambiguità spettrale o aliasing**.
- la necessità di rappresentare, in funzione del tempo, l'intero spettro delle velocità dei globuli rossi che attraversano la "porta di campionamento" o volume campione.

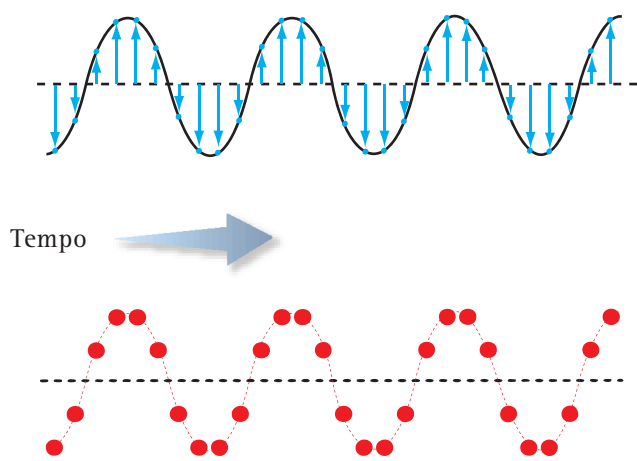


Fig. 42. TEOREMA DEL CAMPIONAMENTO DI SHANNON. Qualsiasi fenomeno ondulatorio ed oscillatorio viene riprodotto tanto più fedelmente quanto più elevato è il numero di campionamenti. L'onda sinusoidale rappresentata nella parte alta della figura viene campionata con una frequenza discretamente elevata (freccie). La linea discontinua nella parte bassa rappresenta la risultante molto fedele del segnale campionato.

Ambiguità spettrale o Aliasing. Nelle apparecchiature Duplex, il *rischio di ambiguità spettrale o aliasing* è insito nelle caratteristiche specifiche di funzionamento del trasduttore. L'emissione discontinua di US, con una frequenza di ripetizione degli impulsi prestabilita, predispone naturalmente al rischio di aliasing se l'impostazione della PRF non è corretta. Per un corretto campionamento del segnale Doppler è difatti indispensabile che l'intervallo di tempo che separa due impulsi successivi, vale a dire il periodo in cui la sonda funziona da ricevitore raccogliendo gli echi ed il segnale Doppler di ritorno, sia sufficientemente lungo da permettere il ritorno degli echi più tardivi che originano dal volume campione. Nel Duplex, pertanto, la *PRF deve essere impostata in funzione della profondità del volume campione da esplorare*. E' facile calcolare l'intervallo minimo (T) che deve separare due impulsi successivi in funzione della profondità (d) conoscendo la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (C): $T=2d/C$. Così, ad esempio, se $d=15,4$ cm, $T=2 \times 0.154/1540$ m/s⁻¹, = 0.2×10^{-3} s, cioè 0.2 μ /s. Questo periodo corrisponde ad una PRF di 5000 Hz o 5 KHz; se $d=7,7$ cm, $T=2 \times 0.077/1540$ m/s⁻¹ =

0.1×10^{-3} s. Per rappresentare un riflettore in movimento situato a questa profondità necessita una PRF di 10.000 Hz, ossia 100 KHz. La **Tabella 3** riporta i rispettivi valori di PRF e PRP in relazione alla profondità del campo sonoro. La *PRF è inversamente proporzionale alla profondità del volume campione selezionato*:

$$PRF = \frac{C}{2d}$$

L'*aliasing* può manifestarsi sia impostando una PRF troppo alta sia impostando una PRF troppo bassa. Una *PRF troppo alta rispetto alla profondità del volume campione* introduce un rischio di *ambiguità spaziale* che può far attribuire il segnale Doppler ad un "vaso fantasma". La spiegazione fisica dell'artefatto è molto semplice. Se la sonda emette un impulso, prima che gli echi più tardivi

PRF (KHz)	PRP (μ s)	PROFONDITÀ (cm)
5	200	15.4
8	125	9.6
12.5	80	6.0
15	66	5.0
20	50	3.8

Tabella 3. VALORI DI PRF, PRP IN RELAZIONE ALLA PROFONDITÀ DEL CAMPO SONORO.

dell'impulso precedente siano stati raccolti ed elaborati, questi vengono erroneamente riferiti al secondo impulso e non al primo e vengono rappresentati più tardivamente come se originassero da un vaso inesistente. Una *PRF troppo bassa rispetto alla profondità del volume campione* espone al rischio di un'*ambiguità di rappresentazione dello spettro delle frequenze Doppler*. L'ambiguità spettrale o *aliasing spettrale* si manifesta con un ribaltamento della parte superiore della curva velocimetrica sul versante opposto della linea zero (**Fig. 43**).

Il principio teorico che spiega l'*aliasing* è il **teorema del campionamento di Shannon**⁴. L'enunciato stabilisce che, per poter *rappresentare correttamente un segnale*

4) Shannon, Claude Elwood (Gaylord, Michigan 1916 - Medford, Massachusetts 2001), matematico e ingegnere elettronico statunitense, considerato il fondatore della teoria dell'informazione. Nel 1948 pubblicò un articolo che segnò la storia della teoria dell'informazione: *The Mathematical Theory of Communication* (La teoria matematica della comunicazione); in esso Shannon proponeva una teoria globale della trasmissione e dell'elaborazione delle informazioni, intendendo con quest'ultimo termine qualsiasi tipo di messaggio, inclusi quelli inviati dal sistema nervoso degli organismi viventi. A Shannon si deve l'ideazione del sistema matematico che permette oggi di analizzare, esprimere, proteggere, immagazzinare e inviare informazioni mediante i moderni sistemi di telecomunicazioni ed elaborazione; basti pensare che fu sua l'idea di adottare il sistema binario come codice logico dei sistemi informatici, e ancora lui a dare il nome di "bit" all'unità fondamentale di informazione.

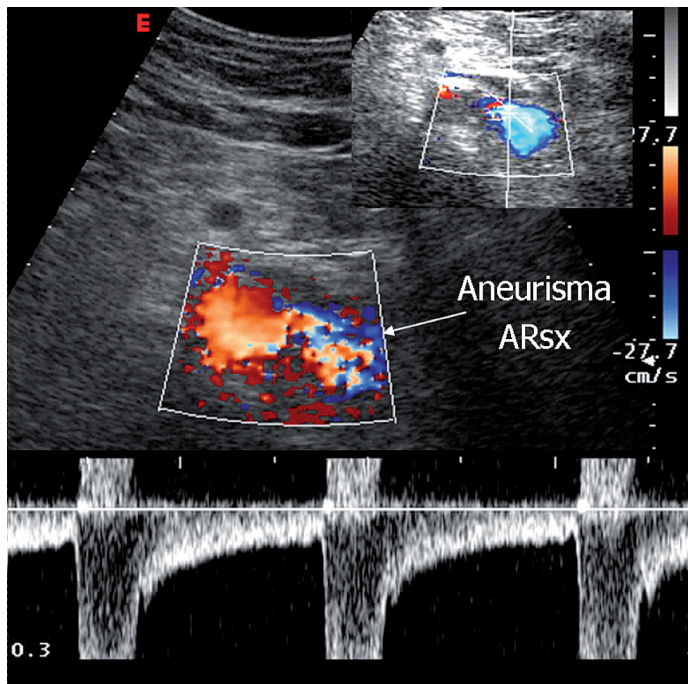


Fig. 43. ALIASING DI VASO CON TRACCIATO MONOFASICO. L'ambiguità spettrale o aliasing si manifesta con un ribaltamento della parte apicale dello spettro delle velocità sul versante opposto dell'ascisse ove viene rappresentato con la stessa fase del segnale vero. In questo caso l'aliasing era causato da un sottocampionamento delle VPS che erano elevate per presenza di una stenosi dell'arteria renale principale sinistra (ARsx) associata ad un aneurisma sacciforme della stessa.

analogico di frequenza massima f_{max} , bisogna che la frequenza di campionamento F_{Sh} , sia almeno uguale o superiore a due volte il valore della frequenza massima da rappresentare, ossia:

$$F_{Sh} \geq 2f_{max}$$

Dal teorema di Shannon si evince che per campionare correttamente un segnale Doppler bisogna impostare una *frequenza di ripetizione degli impulsi o PRF uguale o superiore al doppio della frequenza spettrale Doppler*. In altri termini, la massima frequenza spettrale rappresentabile senza ambiguità è pari alla metà della PRF, ossia:

$$\Delta f_{max} = PRF/2$$

Questo limite è conosciuto come *limite di Nyquist*. Se la PRF impostata è inferiore al limite di Nyquist, lo spettro Doppler viene sottocampionato e si manifesta un artefatto da ambiguità spettrale o *aliasing*. La (Fig. 44a, b), mostra schematicamente l'origine dell'*aliasing*. L'onda sinusoidale rappresentata nella parte alta ha la stessa frequenza dell'onda rappresentata nella (Fig. 42), ma in questo caso viene campionata una volta ogni ciclo ed un quarto, cioè con una frequenza più bassa del limite

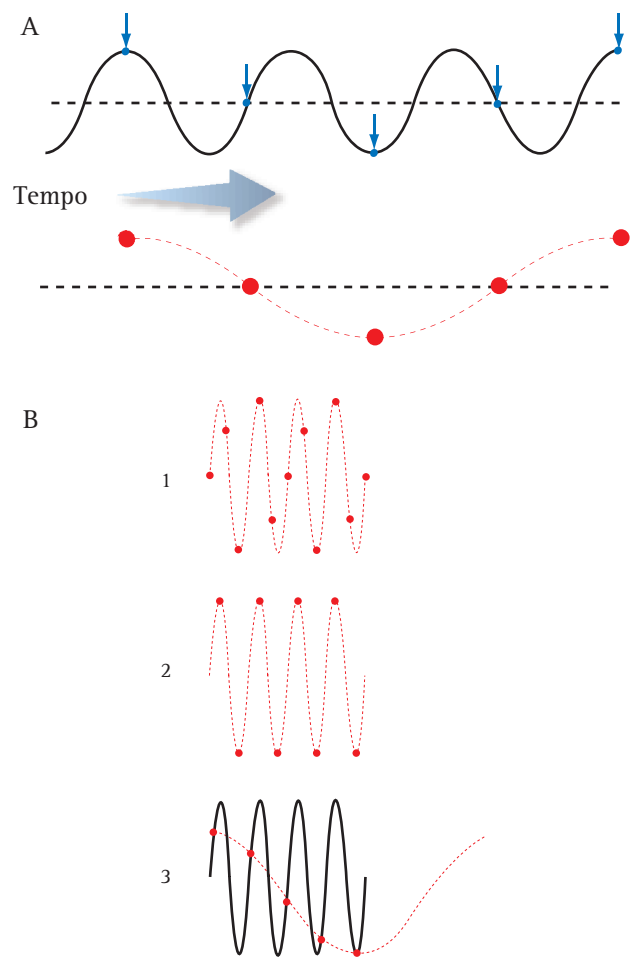


Fig. 44a, b. ALIASING DA SOTTOCAMPIONAMENTO. L'*aliasing* è una rappresentazione distorta ed ambigua del segnale Doppler. L'onda sinusoidale rappresentata in (A) ha la stessa frequenza dell'onda riportata nella (Fig. 42). Il campionamento avviene in questo caso con una frequenza di una volta ogni ciclo ed $\frac{1}{4}$, cioè con una frequenza inferiore di ben 2 volte rispetto al limite di Nyquist. La curva risultante, riprodotta nella parte bassa con il tracciato in rosso, dà una misura del sottocampionamento. In (B) il diagramma (1) mostra un campionamento adeguato, il diagramma (2) un campionamento al limite di Nyquist (2 volte ogni ciclo) e il diagramma (3) un sottocampionamento. In (B) la frequenza dell'onda sinusoidale è più elevata rispetto alla figura (A).

di Nyquist. La curva discontinua rappresentata in rosso nella parte bassa del diagramma riproduce il segnale ambiguo, artefattuale, che deriva dal sottocampionamento. La (Fig. 44b) schematizza nel primo diagramma un campionamento adeguato, nel secondo un campionamento entro il limite di Nyquist (2 volte ogni ciclo) e nel terzo un sottocampionamento.

Per tornare all'esempio citato in precedenza, se per studiare un vaso ad una profondità di 15.4 cm è necessaria una PRF di 5000 Hz (5 KHz), questa consentirà di identificare correttamente solo segnali Doppler di frequenza inferiore a 2500 Hz in fase ed in controfase (in avvicinamento ed in allontanamento). Se la velocità di scorrimento è elevata e la frequenza Doppler supera il

valore limite di 2500 Hz, per il teorema di Shannon la rappresentazione spettrale non può essere completa e la parte superiore della curva spettrale viene ribaltata sul versante opposto della scala. Questo significa che la PRF deve essere impostata non solo sulla base della profondità di campo, ma anche della velocità di scorrimento del sangue. Tutti gli strumenti ecoDoppler sono dotati di una “manopola” che regola direttamente la PRF. In alcuni strumenti esiste una funzione indiretta detta *velocity-range*, che corregge automaticamente la PRF in funzione della impostazione del valore massimo nella scala delle velocità. Agendo sul *velocity-range* si corregge la PRF e si ottiene una contrazione o espansione della curva spettrale.

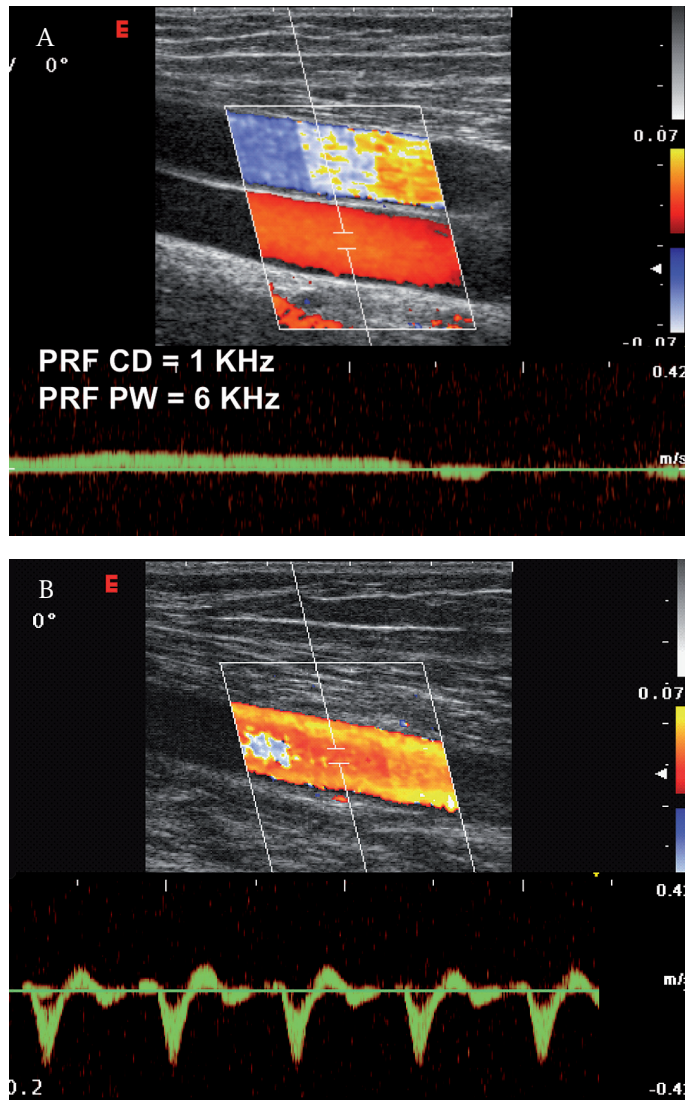


Fig. 45a, b. ALIASING, PRF E VELOCITÀ DI SCORRIMENTO DEL SANGUE. Per campionare vasi con alte velocità di flusso bisogna usare alti valori di PRF, mentre per campionare vasi con basse velocità di flusso bisogna usare bassi valori di PRF. In (A) il campionamento spettrale della vena femorale è stato eseguito con una PRF troppo elevata di 6 KHz, per cui il venogramma appare compresso e poco leggibile. La stessa PRF in arteria femorale (B) consente di registrare un’ottima curva spettrale.

Come va regolata la PRF e quali accorgimenti bisogna usare se nella curva spettrale compare *aliasing*?

- In linea di massima è valido il principio per cui *per campionare alte velocità di flusso sono necessarie PRF elevate e per campionare basse velocità di flusso basse PRF* (Fig. 45a, b).
- Per eliminare l’*aliasing* il modo più semplice è quello di estendere il limite massimo della scala di frequenze o di velocità rappresentabili. La gran parte degli strumenti dà questa possibilità con la regolazione diretta della PRF. Naturalmente innalzando i limiti alti della scala si viene a soddisfare in modo automatico il limite di Nyquist per i massimi valori dello spettro (Fig. 46a, b).
- Se, nonostante gli aggiustamenti della PRF è presente *aliasing*, si può agire sulla linea zero. Normalmente la curva spettrale nel monitor riproduce la frequenza/velocità in funzione del tempo e varia da

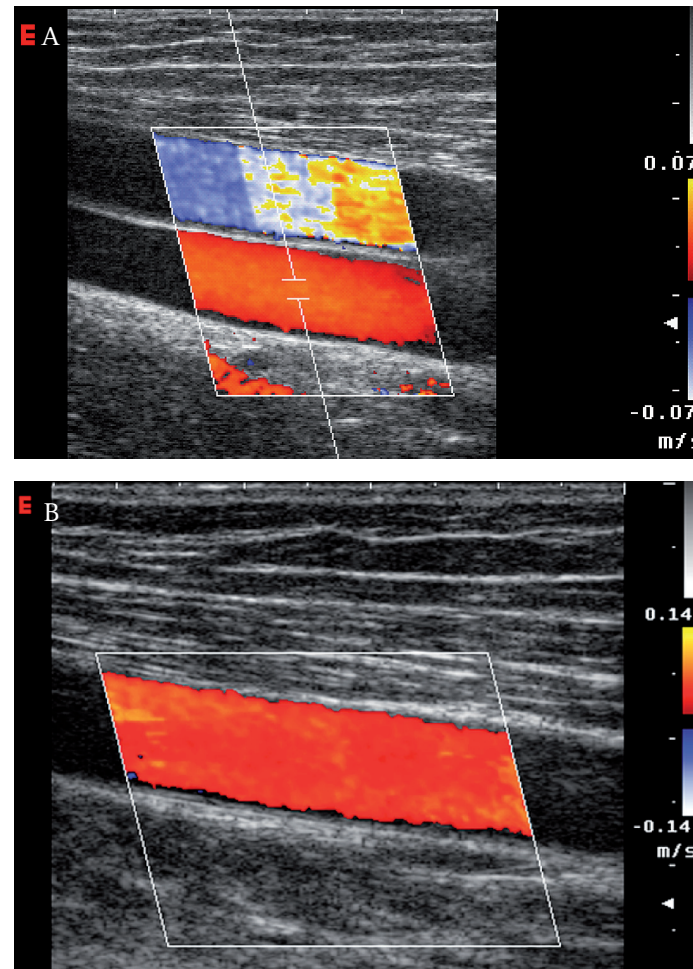
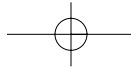


Fig. 46a, b. ALIASING, PRF E VELOCITÀ DI SCORRIMENTO DEL SANGUE. Naturalmente innalzando la PRF ed i limiti della scala velocitometrica si viene a soddisfare in modo automatico il limite di Nyquist per i massimi valori dello spettro. In (A) l’arteria femorale viene registrata con una PRF di 1 KHz (molto bassa ed infatti mostra *aliasing*) ed in (B) con una PRF di 2 KHz e la scala cromatica diventa uniforme e priva di artefatti.

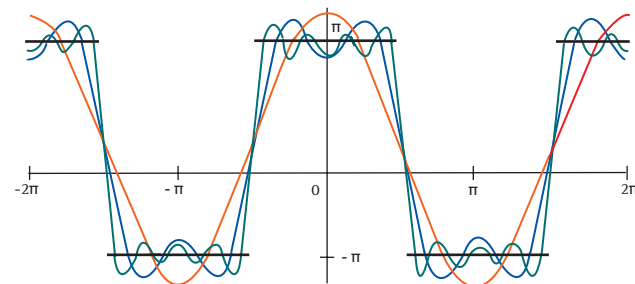


- PRF/2 a +PRF/2. Gli aggiustamenti della linea base dello spettro riducono la possibilità di rappresentare il segnale in senso opposto, ma mantengono inalterata l'ampiezza del segnale Doppler e correggono l'*aliasing*.
- Se nessuno di questi due metodi ha successo, l'*aliasing* può essere eliminata usando una frequenza operativa Doppler più bassa o riducendo la profondità di campo (*depth*). Una frequenza di trasmissione più bassa ridurrà l'ampiezza del segnale Doppler appiattendolo la curva delle velocità.
 - Un altro possibile metodo è quello di localizzare una finestra anatomica che permetta di insonare il volume campione con un angolo prossimo a 90°. In questo modo si riduce la frequenza spettrale Doppler che può rientrare così nei limiti della scala.
 - In cardiologia per eliminare l'artefatto nelle stenosi ostiali serrate bisogna disporre del modulo Doppler continuo.

Trasformata Rapida di Fourier. Il secondo problema, ossia la necessità di rappresentare l'intero spettro delle velocità dei globuli rossi che attraversano il volume campione, è stato risolto adottando un procedimento matematico noto come **Trasformata Rapida di Fourier (Fast Fourier Transform - FFT)**. Questo algoritmo, sviluppato dal fisico e matematico francese Jean Baptiste Joseph Fourier (1768-1830)⁵, è in grado di scomporre e rappresentare rapidamente ed efficacemente qualsiasi segnale periodico. L'enunciato del teorema di Fourier afferma che *qualsiasi oscillazione armonica, per quanto complessa, può essere scomposta in una serie di sinusoidi pure (fondamentale ed armoniche) di ampiezza (energia) e fase ben determinata (Fig. 47)*. La funzione periodica viene calcolata come la somma delle funzioni del seno e del coseno di varie frequenze. La frequenza di ognuna di queste funzioni è un multiplo della frequenza di base f_0 che a sua volta è correlata al periodo (T) dalla relazione $f_0 = 1/T$.

Qual'è l'utilità dell'analisi spettrale? L'utilità dell'analisi spettrale si comprende facilmente ricorrendo ad un esempio musicale. La nota generata dal diapason è

5) Fourier, Jean-Baptiste-Joseph (Auxerre 1768 - Parigi 1830), matematico francese. Studiò nel monastero di St Benoît-sur-Loire e insegnò (1795) all'École Normale Supérieure, dove aveva studiato, e all'École Polytechnique di Parigi dal 1795 al 1798. Partecipò alla campagna napoleonica d'Egitto e pubblicò importanti contributi sullo studio delle antichità egizie. Nominato barone da Napoleone nel 1808, nel 1817 fu eletto membro della Accademia delle Scienze e nel 1826 della Accademia di Francia. La sua fama è legata agli studi nel campo della matematica e della fisica matematica. Nel suo trattato *Teoria analitica del calore* (1822), utilizzò le serie trigonometriche, dette appunto "serie di Fourier", mediante le quali è possibile esprimere le funzioni discontinue come somma di una serie di seni e coseni.



Funzione periodica sull'asse reale di periodo 2π $f(x) = \begin{cases} \pi & (-\pi/2 \leq x < \pi/2) \\ -\pi & (\pi/2 \leq x < 3\pi/2) \end{cases}$
 Intervallo di definizione $-\pi/2 \leq x < 3\pi/2$
 Sviluppo in serie di Fourier $f(x) = 4 \cos x - \frac{4}{9} \cos 3x + \frac{4}{25} \cos 5x - \dots$
 $= 4 \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{n-1} \cos[(2n-1)x]$

Fig. 47. SERIE DI FOURIER. Qualsiasi funzione $f(x)$ reale, periodica, può essere scritta come una serie di Fourier, una somma di termini che contengono le funzioni seno e coseno della variabile x . La serie di Fourier è un modo approssimato di scrivere la funzione $f(x)$, che però si rivela estremamente utile nel trattamento dei segnali elettrici e nello studio dei fenomeni vibratorii e oscillatori di varia natura. La serie di Fourier mostrata nell'illustrazione contiene solo termini coseno, poiché è lo sviluppo di una funzione pari.

una nota pura, composta da una sola frequenza (440 Hz), mentre una nota o un accordo di pianoforte, il suono della chitarra sono costituiti da frequenze multiple, cioè dalla nota fondamentale e da frequenze armoniche (multiple) o subarmoniche (sottomultiple) della fondamentale. Anche la velocità con cui i *rouleaux* di globuli rossi scorrono nei vasi non è uguale in tutti i distretti vascolari e non è uguale in ciascun punto del volume campione. Anzitutto la colonna ematica accelera in sistole per l'azione di pompa del cuore e rallenta in diastole. Nelle arterie di medio calibro, ove vige un regime di flusso laminare, esiste un gradiente trasversale di velocità ed il profilo di scorrimento è parabolico (Fig. 48). Le velocità dei globuli rossi sono più uniformi nelle arterie di maggior calibro ove il flusso è pulsatile ed il

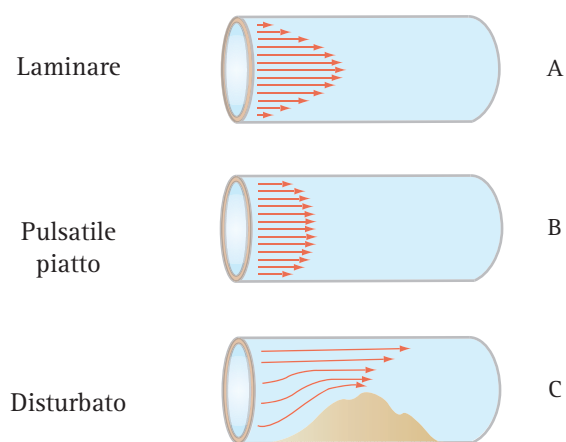
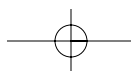


Fig. 48. DIAGRAMMA DEL FLUSSO EMATICO NEI VASI SANGUIGNI. (A) Flusso laminare continuo con profilo parabolico; (B) flusso pulsatile, piatto. (C) Flusso disturbato.



profilo di scorrimento stazionario più piatto. Infine, nei vasi venosi di grande calibro il profilo di scorrimento può essere complesso in relazione alla dinamica respiratoria. Poiché il segnale Doppler deve rappresentare la velocità con cui tutti i *rouleaux* globuli rossi si muovono nel volume campione, per riprodurre questa *distribuzione di velocità e l'energia che accompagna questo movimento* diventa indispensabile un'analisi spettrale che venga a separare fedelmente tutte le frequenze di segno positivo e di segno negativo e le rappresenti graficamente su un sistema di assi cartesiani in funzione del tempo.

A differenza del contatore di *passaggi della linea zero* che rappresenta la frequenza media del segnale Doppler, l'analisi spettrale in tempo reale ha come obiettivo quello di rappresentare tutte le frequenze che compongono il segnale in un certo istante ed indicare, per ciascuna frequenza, l'energia o intensità che è proporzionale al numero di globuli rossi che in quel determinato istante si spostano ad una determinata velocità nel volume campione. Il teorema di Fourier consente di scomporre il segnale Doppler, quale sia la sua complessità, in una serie di sinusoidi pure (fondamentali ed armoniche) di ampiezza (energia) e fase determinata. La conversione analogico-digitale operata con la FFT consente di rappresentare un fenomeno ondulatorio continuo con una serie discreta di numeri. Naturalmente, per il teorema di campionamento di Shannon, anche in questo caso, come per tutti i fenomeni ondulatori, bisogna che la frequenza con cui viene operata la conversione analogico-digitale sia uguale ad almeno 2 volte la frequenza di ripetizione del segnale continuo. Il segnale Doppler viene scomposto in una sequenza di numeri ciascuna delle quali analizza solo brevi tratti del segnale e li rappresenta con uno spettro di frequenze. Per poter mettere in evidenza le variazioni del segnale Doppler nel tempo bisogna che il dispositivo di analisi spettrale sia capace di analizzare un gran numero di spettri positivi o negativi nell'unità di tempo (128-256 bande/s) (Fig. 49). Le deflessioni positive o negative rispetto alla *linea base o zero* esprimono la fase del segnale Doppler e quindi per convenzione il flusso in avvicinamento o in allontanamento. E' possibile convertire la scala delle frequenze in funzione del tempo in una scala delle velocità in funzione del tempo assumendo per *default* che l'angolo di insonazione fra fascio US e direzione di scorrimento del sangue sia uguale a 0.

$$V = \frac{\Delta F \cdot C}{2F \cdot \cos\vartheta}$$

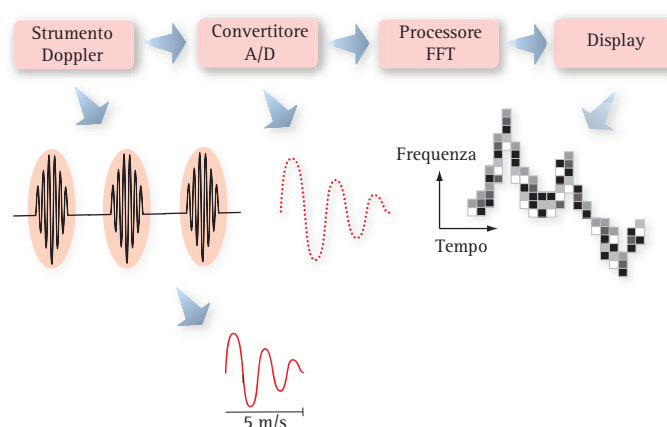


Fig. 49. DIAGRAMMA DI UN DOPPLER AD EMISSIONE PULSATA. Il segnale Doppler viene prima scomposto in una serie di sinusoidi pure (fondamentale ed armoniche) con ampiezza (energia) e fase ben definita, quindi viene sottoposto a conversione analogico-digitale. La conversione A/D trasforma il segnale Doppler in una serie discreta di numeri. La FFT analizza le sequenze numeriche che compongono i singoli tratti del segnale e che corrispondono per fase ed intensità ad uno spettro di frequenze. Il segnale viene infine proposto sul monitor come una curva frequenza/tempo o velocità/tempo in scala di grigi. L'intensità di brillantezza luminosa di ciascun punto che compone la curva spettrale rappresenta la quantità e l'energia di un gruppo o *rouleaux* di globuli rossi.

I risultati dell'analisi spettrale sono rappresentati in tempo reale sul monitor in tre dimensioni nella curva V/t (Fig. 50a, b):

- il tempo viene rappresentato in ascisse;
- le frequenze Doppler, o più esattamente le bande di frequenza o la distribuzione delle velocità, vengono rappresentate in ordinata;
- l'energia di ciascuna banda di frequenza, proporzionale al numero di *rouleaux* di globuli rossi che in un determinato istante attraversano ad una determinata velocità la porta di campionamento, vengono rappresentate in scala di grigio o punti di brillantezza.

Il velocitogramma rappresenta la distribuzione istantanea delle velocità e consente di calcolare la *velocità di picco sistolico e diastolico*, la *velocità media* e la *velocità modale*. Se il volume campione è molto ampio ed il vaso arterioso e venoso decorrono strettamente addossati, l'analizzatore di spettro è in grado di riconoscere simultaneamente il flusso venoso ed arterioso e di rappresentarli adeguatamente sulle ascisse rispettivamente in allontanamento ed avvicinamento. Le misurazioni quantitative e l'analisi della curva V/t sarà oggetto di un successivo paragrafo.

In sintesi, l'*ecoDoppler-duplex scanner* associa alla risoluzione spaziale dell'ecografia B-Mode la possibilità di raccogliere le frequenze Doppler in una zona limitata dello spazio (*volume campione*). Le scansioni e il campionamento Doppler possono essere realizzate con

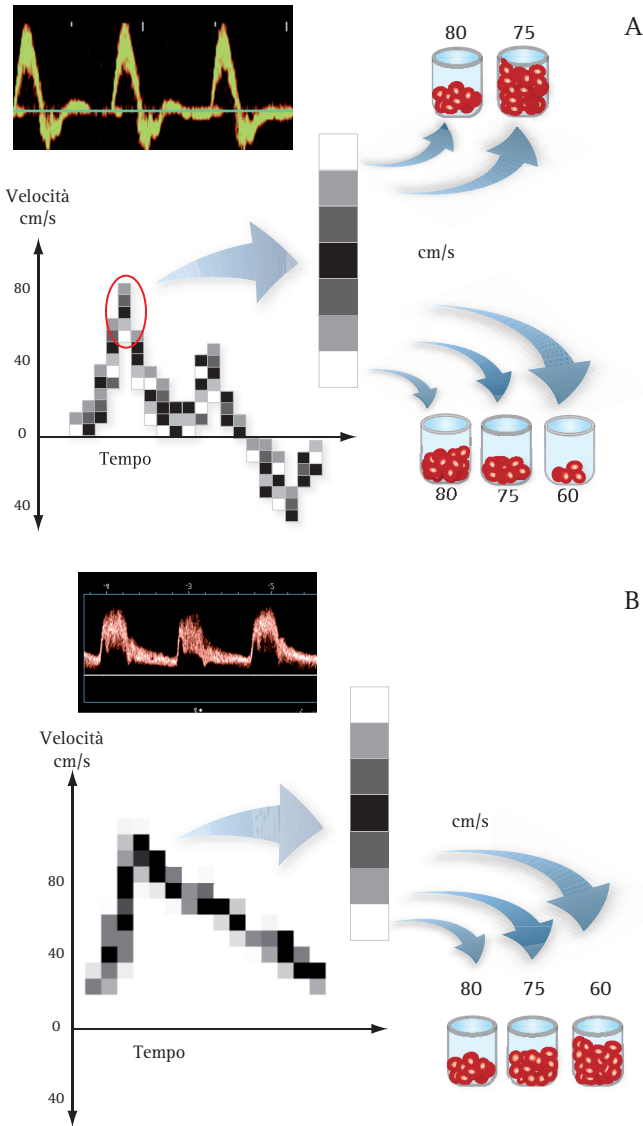


Fig. 50a, b. CURVA SPETTRALE VELOCITÀ/TEMPO. Nella curva V/t in ascisse viene rappresentato il tempo mentre in ordinata le bande di frequenza Doppler o la velocità. L'energia di ciascuna banda di frequenza viene rappresentata in punti di brillantezza ed è proporzionale al numero di globuli rossi che in un determinato istante attraversano ad una determinata velocità la porta di campionamento.

tutti i tipi di sonde lineari, settoriali e convess. L'esecuzione pratica dell'esame Duplex prevede, come vedremo nel successivo capitolo, in prima istanza l'acquisizione di un'immagine B-Mode per individuare le strutture vascolari di interesse ed il punto critico di campionamento. A questo punto, con l'attivazione del Duplex sullo schermo compare una linea di scansione Doppler che può essere liberamente spostata regolando con un apposito comando la profondità ed il diametro del volume campione. Stabilito il punto preciso di campionamento si attiva la funzione di analisi spettrale e sullo schermo vengono simultaneamente registrate l'immagine B-mode e la curva spettrale. La simultaneità

dell'informazione ecografica e Doppler risulta di indubbio vantaggio pratico per la localizzazione precisa del volume campione. Il software dell'ecoDoppler contiene gli algoritmi necessari per la misurazione dei vari parametri della curva V/t.

COLOR DOPPLER

Il color-Doppler (o color-flow imaging o color-flow Doppler - CD) combina in modo spettacolare l'immagine B-Mode in scala di grigi (Fig. 51a, b) con una cartografia dinamica a colori dei flussi vascolari. Per convenzione, i flussi orientati verso la sonda vengono rappresentati in rosso mentre quelli in allontanamento sono colorati in blu. Il color-Doppler basa le sue funzioni, i suoi pregi ed i suoi limiti sull'emissione discontinua

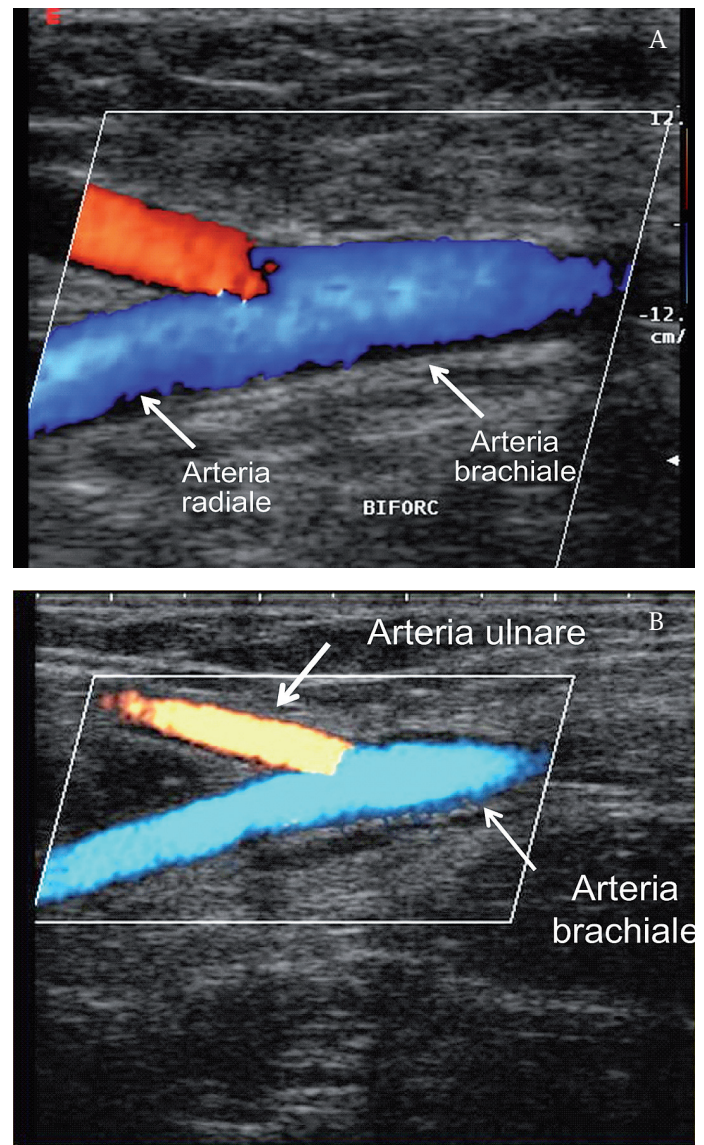


Fig. 51a, b. COLOR DOPPLER E POWER DOPPLER DIREZIONALE. Biforcazione dell'arteria brachiale a livello della piega del gomito.

degli US ma, a differenza del Doppler spettrale, esegue il campionamento non su un volume ristretto ma su un "box-colore" che l'operatore può restringere od ampliare a gran parte dell'immagine. In altri termini, il segnale Doppler non viene raccolto solo in un volume campione ristretto e posizionato all'interno di un vaso, ma su parte o gran parte del piano di scansione B-Mode con una tecnica di campionamento detta *acquisizione multigate*. In questo caso, ciascuna linea del campo sonoro viene interrogata singolarmente con più volumi campione ed il segnale Doppler viene raccolto ad intervalli di tempo prefissati in relazione al numero dei campionamenti e per frazioni di tempo brevi in relazione alla grandezza di ciascun volume campione (Fig. 52).

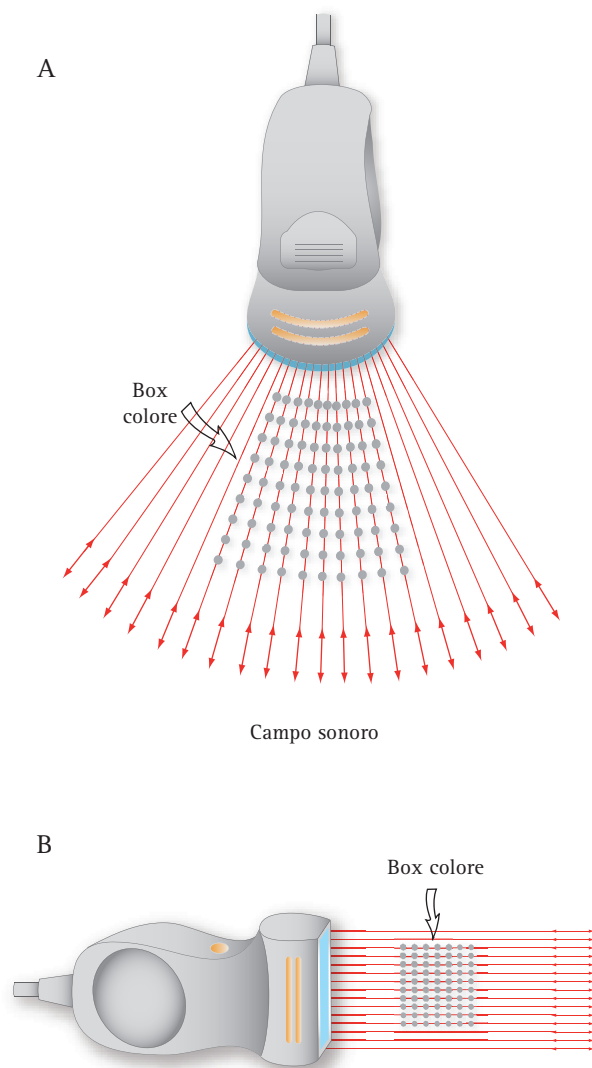


Fig. 52. Acquisizione *multigate*. Nel color-Doppler il segnale Doppler non viene raccolto in un piccolo volume campione come nel Doppler spettrale, ma su parte o gran parte del piano di scansione. Ciascuna linea del campo sonoro viene singolarmente analizzata con multipli volumi campione. Il segnale Doppler viene raccolto ad intervalli di tempo prefissati in relazione al numero dei campionamenti e per frazioni di tempo brevi in relazione alla grandezza di ciascun volume campione.

Le soluzioni tecniche adottate dalle aziende costruttrici per ottenere l'*acquisizione combinata dell'immagine B-Mode e del segnale Doppler* sono diverse. Nell'*acquisizione asincrona* i *data-set* dell'immagine in scala di grigio e del Doppler vengono raccolti con due scansioni separate che si ripetono in modo alternato (Fig. 53). Questa soluzione tecnica offre il vantaggio di ottimizzare la durata dell'impulso US dedicato all'acquisizione del segnale B-Mode e del segnale Doppler. Infatti, per l'immagine convenzionale vengono usati impulsi brevi, ad ampia banda e con alta capacità di risoluzione spaziale; per la modalità Doppler vengono, invece, lanciati impulsi di maggior durata e con un alto numero di cicli al fine di migliorare la sensibilità per i segnali Doppler molto deboli che derivano dai flussi lenti e profondi. L'acquisizione asincrona consente di modificare elettronicamente con lo *steering* l'angolo di insonazione del vaso.

Una seconda soluzione tecnica prevede l'*acquisizione alternata* del segnale B-Mode e del segnale Doppler lungo le diverse linee di scansione che compongono il box colore. Anche questa modalità di acquisizione consente di ottimizzare la forma dell'impulso e l'angolo di incidenza. In più offre un'ottima risoluzione B-Mode ed un'elevata capacità di rappresentazione delle variazioni velocimetriche in funzione del tempo (Fig. 54). Lo svantaggio più importante di questa soluzione tecnica è rappresentato dalla complessità dei circuiti elettronici preposti alla raccolta ed elaborazione del segnale.

L'acquisizione combinata dell'immagine e del segnale vascolare può essere ottenuta, infine, analizzando in modo simultaneo tutti i segnali eco di ritorno lungo ciascuna linea di scansione. In questo caso le informazioni

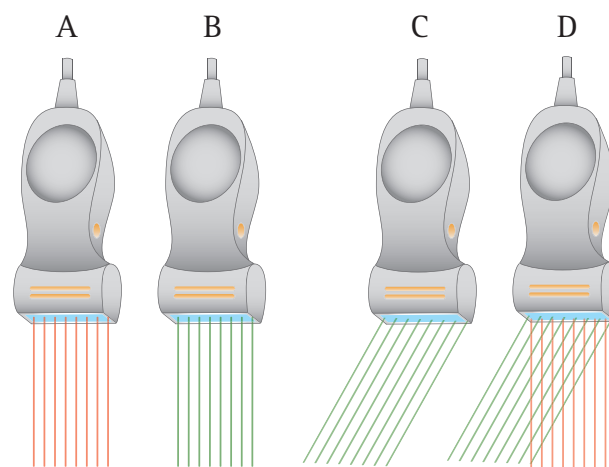


Fig. 53. ACQUISIZIONE ASINCRONA. Lo schema disegna in rosso (A) ed in verde (B) i momenti di acquisizione dell'immagine B-Mode e color Doppler. Nell'acquisizione asincrona le informazioni necessarie per costruire l'immagine vengono ottenute separatamente con due diverse scansioni che si susseguono in tempi diversi. Questo tipo di acquisizione permette di variare elettronicamente l'angolo Doppler (C, D).

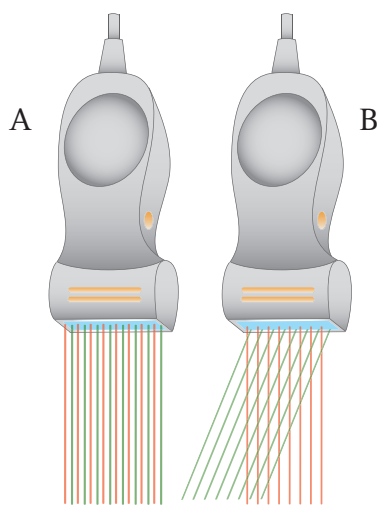


Fig. 54. ACQUISIZIONE ALTERNATA. (A) Le linee di scansione che compongono il campo sonoro vengono interrogate alternativamente per acquisire l'immagine B-Mode (in rosso) e colorDoppler (in verde). (B) Anche questa modalità consente di variare l'angolo Doppler (*steering*).

sul flusso e quelle utili per costruire l'immagine B-Mode vengono derivate matematicamente dai tempi di arrivo dei segnali eco. Le variazioni di fase fra un impulso e quello successivo sono riferite a riflettori in movimento, mentre i segnali in fase con l'impulso trasmesso vengono riferiti ai tessuti stazionari. Questa modalità di acquisizione, detta **parallela**, consente di ottenere un elevato numero di immagini al secondo. Nelle apparecchiature che adottano questa soluzione tecnica le immagini mostrano un'eccellente sensibilità Doppler ed una mediocre qualità B-Mode, in quanto la durata degli impulsi in trasmissione deve necessariamente essere un compromesso tra le esigenze dell'imaging convenziona-



Fig. 55. ACQUISIZIONE PARALLELA. In questo caso le informazioni per l'immagine ecografica (in rosso) e il color Doppler (in verde) vengono ottenute simultaneamente. Il segnale che deriva da ogni singola linea vista viene analizzato per valutare i ritardi con cui giungono al trasduttore i segnali che derivano dai tessuti stazionari e dai riflettori in movimento.

le e quelle del colorDoppler (**Fig. 55**). L'acquisizione in parallelo non permette di variare l'angolo d'incidenza del Doppler, per cui le sonde dedicate vengono dotate di un cuneo distanziatore per indirizzare in modo obliquo il fascio incidente verso l'asse dei vasi.

Quindi, a differenza dell'imaging convenzionale ove tutti i segnali che provengono da una stessa linea di scansione sono usati per rappresentare ciascun punto della stessa linea, ed a differenza del Doppler pulsato ove il segnale viene raccolto utilizzando una singola porta temporale disposta ad una profondità variabile nel campo sonoro del trasduttore, nel color Doppler tutte le linee di scansione possono essere interrogate per acquisire simultaneamente il segnale Doppler ed il segnale necessario per costruire l'immagine convenzionale. Questo richiede che lungo ciascuna linea di scansione siano lanciate più sequenze di impulsi chiamate "**pacchetti colore**" o "**pacchetti di impulsi**". La *sensibilità Doppler dipende dal numero di pacchetti che vengono usati per interrogare ogni singola linea di scansione del box colore* e varia in funzione del costo e della fascia di mercato delle apparecchiature. Il numero minimo di pacchetti che deve essere lanciato lungo una linea di scansione per poter registrare le variazioni di velocità è di 3 pacchetti. Comunemente, ciascuna linea che compone il box colore viene interrogata con un numero di pacchetti variabile da otto a sedici. Ogni singolo pacchetto è composto da una serie di 8-10 sequenze di stimoli US. L'uso di pacchetti di impulsi lungo ogni singola linea di scansione rallenta considerevolmente il *frame rate* che, nelle apparecchiature in commercio, varia da 4 a 32 fps. Come vedremo in seguito, la riduzione del *frame rate* può essere parzialmente corretta *riducendo l'ampiezza del box-colore, il numero di pacchetti colore e la densità di linee* (interpolando elettronicamente i dati negli spazi liberi tra le linee).

Gli echi di ritorno lungo ogni singola linea contengono segnali che originano sia da riflettori stazionari che da riflettori in movimento. Per estrarre rapidamente l'informazione Doppler e comparare il segnale ricevuto con il segnale emesso si fa uso di un procedimento matematico detto di **autocorrelazione** o *phase shift autocorrelation* (**Fig. 56**). Schematicamente, ogni segnale eco di ritorno che proviene da riflettori in movimento ed ha una fase diversa viene temporaneamente registrato in memoria e quindi moltiplicato con il segnale eco successivo. Se la struttura riflettente è stazionaria il prodotto di questa moltiplicazione è costante. Se, al contrario, la struttura riflettente è in movimento, come i globuli rossi che fluiscono nei vasi, il prodotto varia nel tempo e le sue differenze integrate vengono usate per costruire un segnale che rappresenta la velo-

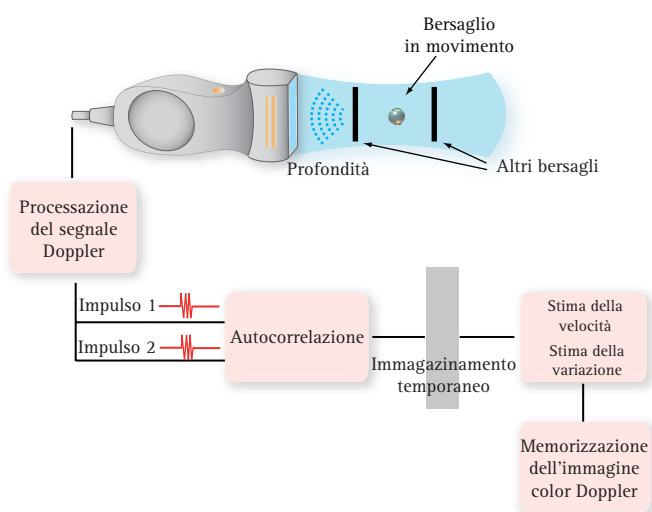
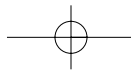


Fig. 56 DIAGRAMMA DEL SISTEMA DI ANALISI DEL COLOR-DOPPLER. Gli echi di ritorno lungo ogni singola linea contengono segnali che originano sia da riflettori stazionari che da riflettori in movimento. Per estrarre rapidamente l'informazione Doppler e comparare il segnale ricevuto con il segnale emesso, si fa uso di un procedimento matematico detto di autocorrelazione o *phase shift autocorrelation*. Il processo di autocorrelazione calcola la frequenza (velocità) media del segnale Doppler e la sua varianza. I dati vengono memorizzati in base alla diversa profondità lungo ciascuna linea di scansione ed infine rappresentati.

ritorno lungo ogni singola linea contengono segnali che originano sia da riflettori stazionari che da riflettori in movimento. Il processo di autocorrelazione viene ripetuto tante volte quanti sono i pacchetti di impulsi colore, il numero e la densità delle linee di scansione del "box-colore".

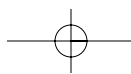
Come nel Doppler ad emissione continua e nel Doppler spettrale, a monte del dispositivo di autocorrelazione si ritrova naturalmente un detettore in fase ed uno in quadratura che riconoscono il senso (fase) di scorrimento e forniscono una stima della varianza. La *varianza del segnale Doppler è una misura della variazione delle frequenze Doppler in ciascun pixel del box-colore durante il breve periodo di un pacchetto di impulsi*. La varianza può essere utile per rappresentare le fluttuazioni di velocità che si osservano nel flusso turbolento, come quello che si genera subito a valle di una stenosi. Nel flusso laminare continuo la varianza è piccola in quanto nel breve periodo di un pacchetto di impulsi la velocità media è quasi la stessa e non varia significativamente. L'autocorrelazione fornisce una misura della varianza e consente di rappresentarla nell'immagine con il terzo colore fondamentale (verde) o con la saturazione dei colori rosso e blu. Il procedimento di autocorrelazione è rapido, ma la sensibilità dell'analisi Doppler è tanto maggiore quanto più elevato è il numero di pacchetti di impulsi lanciati in ciascuna linea di scansione. In altri termini, perché il segnale Doppler possa essere di buona qualità è necessario ripetere questa analisi quante più volte è possibile.

L'analisi del segnale può essere realizzata anche con

altri metodi. È possibile ad esempio *analizzare direttamente le frequenze Doppler con la FFT*, come nell'analisi spettrale, e rappresentare l'ampiezza e le frequenze in funzione del tempo. I dati ottenuti vengono codificati e rappresentati sotto forma di pixel colori. Questo tipo di tecnologia sembra avere una sensibilità particolarmente elevata nella visualizzazione dei flussi lenti. Un altro metodo, usato come detto in precedenza nell'acquisizione parallela e definito *Color Velocity Imaging (CVI)*, è in grado di misurare le velocità del flusso senza considerare l'effetto Doppler, cioè la variazione di frequenza tra l'onda emessa e quella riflessa. Il presupposto sul quale si basa è la possibilità di discriminare tra loro i segnali eco che originano da riflettori stazionari da quelli derivanti dai globuli rossi in movimento. Questo tipo di analisi si basa su sofisticati algoritmi capaci di distinguere anche lievi variazioni del tempo di arrivo dei segnali eco. Analogamente a quanto avviene per l'effetto Doppler, anche questo metodo deve tenere in considerazione l'angolo di incidenza tra vaso e fascio US per misurare correttamente le velocità. Rispetto al Doppler tradizionale ha il vantaggio di non risentire del fenomeno dell'*aliasing*.

Codifica cromatica del segnale Doppler. Il color Doppler è una cartografia dinamica che rappresenta con pixel colorati i flussi o meglio la velocità media con cui gruppi di globuli rossi scorrono nei vasi. Il codice cromatico universalmente adottato per rappresentare la direzione del flusso si basa su due colori fondamentali: il *rosso* ed il *blu*. Per convenzione, il colore rosso viene usato per rappresentare un flusso in avvicinamento ed il colore blu un flusso in allontanamento rispetto al trasduttore. Lo schema può essere liberamente invertito dall'operatore. Il terzo colore fondamentale, il *verde*, viene usato per codificare la dispersione delle velocità.

La percezione sensoriale dei colori che vediamo nel monitor del color Doppler dipende sia dalla composizione della luce sia dalle caratteristiche del nostro apparato visivo. La luce bianca è composta da uno spettro continuo di onde elettromagnetiche di lunghezza d'onda compresa tra circa 350 e 750 nanometri (nm, cioè milionesimi di millimetro) (Fig 57a, b). Se le intensità di queste radiazioni sono distribuite in maniera uniforme su tutto lo spettro, la luce appare effettivamente bianca o grigia (secondo l'intensità dell'illuminazione). Una radiazione composta, invece, da onde di un'unica frequenza (o lunghezza d'onda) si dice **monocromatica**. Le onde monocromatiche sono qualitativamente diverse e queste differenze qualitative sono percepite soggettivamente come diversità di colore. Ad esempio, la luce di lunghez-



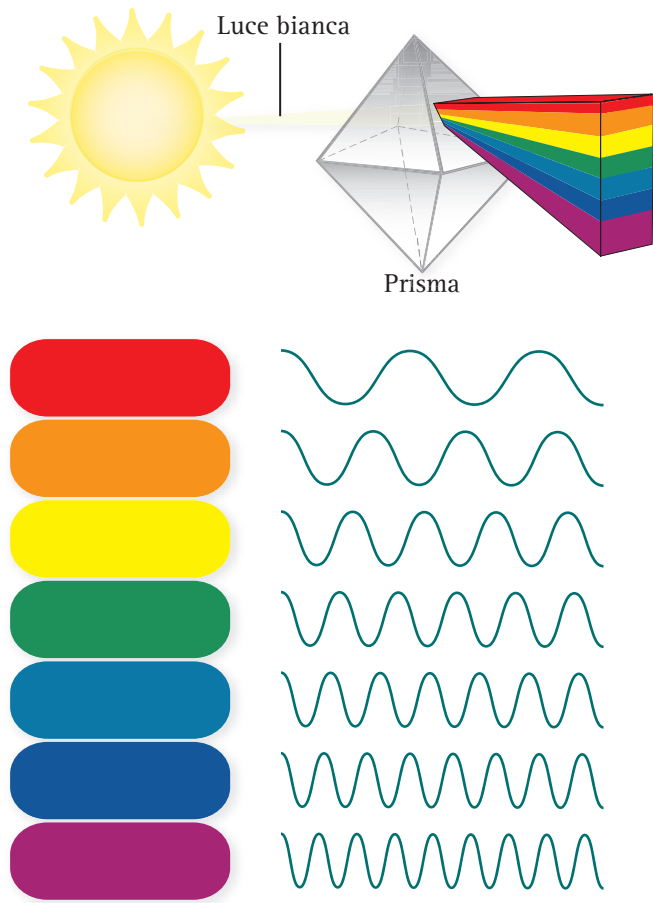
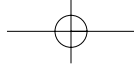


Fig. 57 LA LUCE BIANCA ED I COLORI. La percezione sensoriale dei colori che vediamo dipende sia dalla composizione della luce sia dalle caratteristiche del nostro apparato visivo. Facendo passare un fascio di luce solare attraverso un prisma di vetro si scopre che in realtà la luce bianca è il risultato della sovrapposizione di diversi colori, il rosso, l'arancio, il giallo, il verde, il blu, l'indaco ed il violetto (colori dell'arcobaleno). Questo fenomeno è dovuto alla proprietà specifiche del prisma ottico che è capace di deviare le radiazioni di diversa lunghezza d'onda (colore diverso) in direzioni diverse: la luce rossa subisce la deviazione minore, la luce viola quella maggiore. Ogni colore corrisponde pertanto ad una diversa lunghezza d'onda della luce.

za d'onda di 700 nm appare rossa, quella con lunghezza d'onda di 400 nm è percepita come violetta. Le lunghezze d'onda intermedie, partendo dal violetto e spostandosi verso il rosso, sono blu, verde, giallo e arancio. Il colore di un fascio di luce monocromatico viene detto colore puro o tono di colore. La retina percepisce i colori perché i coni sono sensibili a tre diversi intervalli di lunghezza d'onda che corrispondono ai *tre colori fondamentali: il rosso, il verde ed il blu* (Fig. 58). La stimolazione dei coni con diverse lunghezze d'onda permette di percepire tutti i colori. Quando i recettori vengono stimolati a coppie si percepiscono il giallo, il ciano ed il magenta. Gli altri colori, fra cui l'arancio, il grigio ed il marrone, risultano da una stimolazione parziale dei recettori. La sovrapposizione di diverse lunghezze d'onda

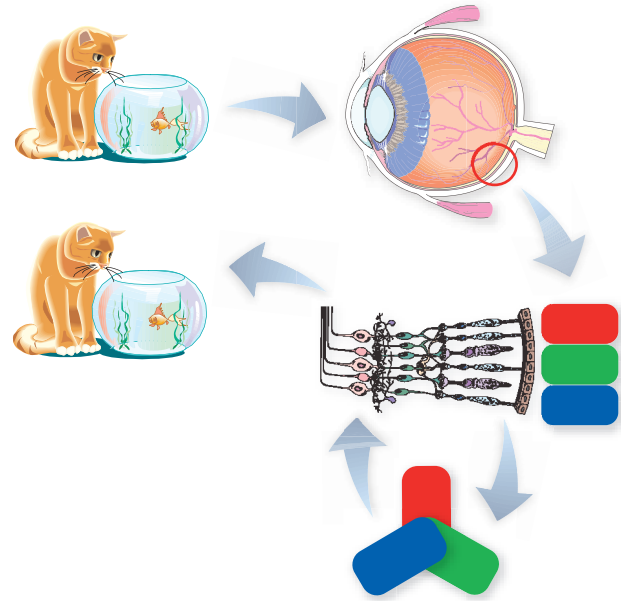


Fig. 58 PERCEZIONE SENSORIALE DEI COLORI. La retina percepisce i colori perché i coni sono sensibili a tre diversi intervalli di lunghezza d'onda che corrispondono ai tre colori fondamentali: il rosso, il verde ed il blu.

per ottenere un colore è un *processo additivo* (Fig. 59). I colori dei pigmenti primari sono invece dovuti ad un *processo sottrattivo*. Quando la luce bianca colpisce la superficie di un oggetto alcune lunghezze d'onda vengono riflesse o diffuse, altre assorbite. Il colore che noi attribuiamo alla superficie corrisponde alla lunghezza d'onda del colore riflesso o diffuso. Questo processo viene detto sottrattivo perché dipende da quali lunghezze d'onda sono state sottratte alla luce bianca incidente (Fig. 60a, b). I colori puri sono definiti saturi *in base al-*

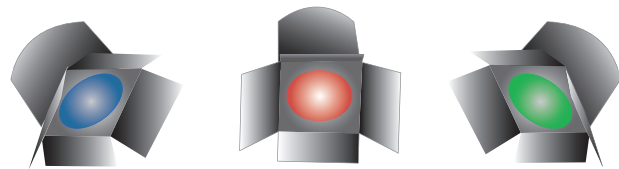
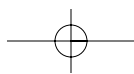


Fig. 59 VISIONE DEI COLORI ADDITIVI. La sovrapposizione di diverse lunghezze d'onda per ottenere un colore è un processo additivo. La stimolazione dei coni con lunghezze d'onda diverse permette di percepire tutti i colori. Quando i recettori vengono stimolati a coppie si percepiscono il giallo, il ciano ed il magenta. Gli altri colori, fra cui l'arancio, il grigio ed il marrone, risultano da una stimolazione parziale dei recettori.



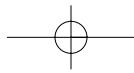


Fig. 60a, b. COLORI SOTTRATTIVI. I colori dei pigmenti primari sono dovuti, invece, ad un procedimento sottrattivo. Quando la luce bianca colpisce la superficie di un oggetto (secchio di vernice) alcune lunghezze d'onda vengono riflesse o diffuse, altre assorbite. Il colore che noi attribuiamo alla superficie corrisponde alla lunghezza d'onda del colore riflesso o diffuso. Questo processo viene detto sottrattivo perché dipende da quali lunghezze d'onda sono state sottratte alla luce bianca incidente.

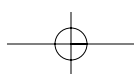
la quantità di colore puro che si mescola con la luce bianca. La saturazione del rosso con il bianco genera un colore rosso tenue che tende al rosa. L'esempio riportato ci consente di capire che un colore è tanto più puro e saturo quanto meno è mescolato con la luce bianca. Il *tono di colore* e la *saturazione* sono differenze qualitative tra i colori reali; la *brillanza* o *intensità della luce* o *luminanza* rappresenta invece la *differenza quantitativa fra colore puro più o meno saturo*. Quindi, i caratteri fondamentali che contraddistinguono i colori sono il *tono di colore*, la *saturazione* e la *luminanza*. Nell'*imaging* convenzionale in scala di grigio, la saturazione è uguale a zero (assenza di colore), mentre la luminanza rappresenta l'intensità di brillantezza dei segnali eco. Questo consente di costruire l'immagine in bianco e nero secondo una scala di tonalità di grigio che varia dal nero assoluto al bianco puro. Nel *color Doppler* una combinazione variabile fra *tono di colore*, *saturazione* e *luminanza* viene utilizzata per rappresentare la *fase*, la *velocità media*, *talora la potenza o ampiezza del ΔF* e la *varianza del segnale Doppler* in ogni punto di campionamento.

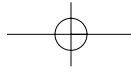
I parametri di flusso misurati dal color Doppler sono

diversi da quelli dell'analisi spettrale. Mentre nell'analisi spettrale vengono rappresentate tutte le frequenze e quindi le velocità dei globuli rossi presenti nel volume campione, nel color Doppler l'assegnazione del codice cromatico a ciascun pixel viene stabilito in base alla **velocità media o modale**, rilevata all'interno di quell'unità campione lungo la linea di scansione. Poiché la velocità di picco in un dato punto e in un dato momento non è correlata direttamente alla velocità media o modale, la mappa colore non rappresenta fedelmente questo valore assoluto nel pixel corrispondente. Questo dato è particolarmente importante nei punti vascolari (tortuosità, biforcazioni, stenosi) dove la determinazione della velocità massima è fondamentale per la diagnosi e dove le velocità medie sono significativamente inferiori. Come regola generale, più ampio è lo spettro delle frequenze tanto più alta è la differenza tra velocità media e massima. Per questo, *il color Doppler non è in grado di fornire una valutazione quantitativa sulle velocità in quanto ha la tendenza a sottostimare i valori massimi* e quindi può indurre ad errori interpretativi.

In realtà, il codice cromatico usato per rappresentare il segnale Doppler deve poter rappresentare tre diverse informazioni: la *direzione del flusso*, la *velocità media* (cioè il *valore medio di ΔF*) e la *varianza di ΔF* . Il *senso di scorrimento* viene codificato con il *colore rosso o blu*, la *velocità media* (*ampiezza del segnale Doppler*) con la saturazione-desaturazione del colore fondamentale, mentre la *varianza* viene rappresentata con il terzo colore fondamentale, il *verde*. In pratica, l'ampiezza del segnale Doppler in funzione della velocità di flusso e dell'angolo di incidenza viene rappresentata *variando la saturazione dei colori rosso e blu*. Colori meno saturi (più chiari) indicano una maggiore ampiezza di ΔF , e quindi una velocità più alta ed un angolo di incidenza basso. Colori più saturi (più scuri) indicano invece la situazione opposta. Nelle aree dove il regime di scorrimento è *turbolento* e la *dispersione spettrale* è *grande* il *verde*, *sovrapponendosi ai colori rosso e blu*, *colora i pixel in giallo o ciano*. In verità, il verde viene usato solo raramente per indicare la varianza del segnale nei settori vascolari con flussi particolarmente veloci e disordinati.

Il codice cromatico attribuito alle variazioni di velocità dipende anche dalla geometria del vaso, dal tipo di trasduttore e dall'angolo Doppler. Per questo motivo la corrispondenza fra le velocità rappresentate dal color Doppler ed i valori calcolati con l'analisi spettrale non è lineare. Ad esempio, quando viene usato un trasduttore lineare l'angolo di incidenza rispetto ad un vaso rettilineo presente nel campo di scansione è costante, ma prossimo a 90° .





Variando lo *steering*, e quindi l'angolo di insonazione, le caratteristiche cromatiche del flusso saranno altrettanto costanti in ogni segmento del vaso. Al contrario, se il fascio US viene emesso da un trasduttore settoriale o convex, gli angoli di insonazione non sono uniformi (vicini a 90° al centro e prossimi a 0° e 180° in periferia). Pertanto, il punto di vista della sonda rispetto al flusso, in un vaso con decorso curvilineo concavo o convesso, varierà progressivamente a mano a mano che ci si sposta da 0° a 180° . Le diverse porzioni del vaso assumeranno un codice cromatico diverso anche se il flusso in realtà non subisce cambiamenti di direzione. In particolare, ad un'estremità del vaso il flusso verrà colorato in rosso perché si avvicina al trasduttore, mentre l'altra metà si colorerà in blu (flusso in allontanamento) (Fig. 61). Inoltre, i due colori avranno una luminanza maggiore nei segmenti più laterali che non in prossimità della parte centrale ove, in base all'angolo di incidenza, il tono di colore diventa più cupo per scomparire, infine, nel punto dove l'angolo di incidenza è di 90° . Nella porzione opposta l'angolo tende ad aumentare sino a raggiungere il valore di 180° che rappresenta il massimo flusso antidromico (Fig. 62).

Da un punto di vista quantitativo le informazioni del color Doppler sono molto più scarse rispetto al velocitogramma registrato con il duplex. Il grande vantaggio del color Doppler è rappresentato dalla *risoluzione spaziale della struttura vascolare*. Il vaso difatti

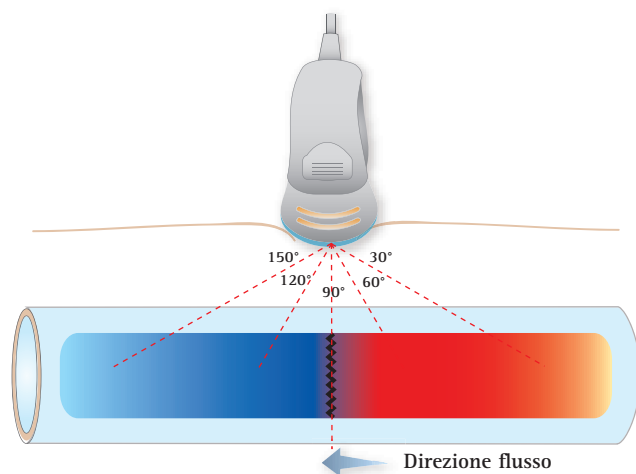


Fig. 61. VARIAZIONE DELL'ANGOLO DOPPLER CON SONDA CONVEX. Gli angoli di insonazione del fascio US emesso da un trasduttore convex non sono uniformi, ma sono vicini a 90° al centro e prossimi a 0° e 180° in periferia). In un vaso con decorso curvilineo, concavo o convesso, il punto di vista della sonda varierà progressivamente da 0° a 180° . Le diverse porzioni del vaso assumeranno un codice cromatico diverso, anche se il flusso in realtà non subisce cambiamenti di direzione. In particolare, a partire dall'estremità destra il flusso verrà colorato in rosso perché il flusso si avvicina al trasduttore; l'altra metà del vaso si colorerà in blu perché il flusso è in allontanamento dalla sonda.

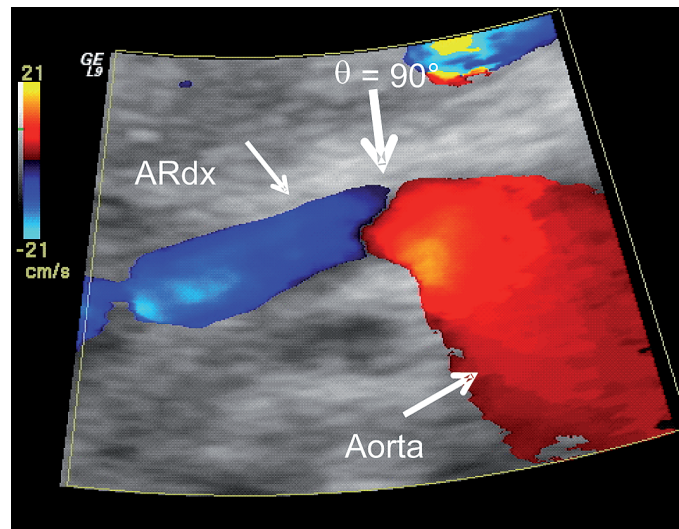
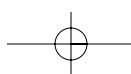


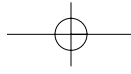
Fig. 62. VARIAZIONI SCALA CROMATICA IN VASO RICURVO. L'arteria renale destra (ARdx) prima di impegnarsi dietro la vena cava descrive una curva a convessità anteriore. Per questo l'insonazione anteriore del peduncolo coglie un flusso in avvicinamento nel tratto periostiale del vaso ed un flusso in allontanamento nel tratto medio-distale. La progressione della scala colorimetrica (rosso verso il blu) viene interrotta da una linea nera nel punto in cui l'angolo di insonazione è di 90° ed il segnale Doppler è nullo (freccia grande).

viene disegnato nel suo decorso come una "autostrada" su cui diventa molto più facile eseguire il campionamento spettrale. L'analisi spettrale, come vedremo nel prossimo capitolo, resta indispensabile per determinare i dati quantitativi più utili per la diagnosi.

La flussimetria color Doppler offre indubbi vantaggi tecnici, anche se non è priva di problemi e limiti. Le apparecchiature color Doppler rappresentano il flusso codificando come parametro la media delle frequenze Doppler. Questo espone il sistema ad un *rapporto segnale/rumore molto sfavorevole* e alla *comparsa di artefatti colore* che talora possono rendere illeggibile il segnale Doppler. Il rumore di fondo del sistema (*rumore random*) genera a sua volta uno *shift* di frequenza che simula la presenza di flussi molto lenti rivolti in qualsiasi direzione. Quanto più aumenta il rumore di fondo tanto più l'immagine presenta flussi aberranti e si colora di artefatti. Nei casi estremi, quando il colore artefattuale diventa dominante la caratterizzazione del flusso è impossibile.

Poiché il color Doppler è basato sull'emissione pulsata degli US, come vedremo nel capitolo dedicato agli artefatti, ne sopporta tutti i limiti e le ambiguità. L'ambiguità in frequenza (*aliasing*) si segnala con la sovraturazione e la comparsa di un mosaico di colori che rappresenta in modo irricognoscibile il senso di scorrimento del sangue per la mancanza di una progressione lineare del colore. Il fenomeno dell'*aliasing* nel color Doppler diventa un artefatto utile in caso di campiona-





mento di settori vascolari stenotici. Come vedremo, se la regolazione delle funzioni fondamentali (PRF, angolo di insonazione, frequenza Doppler, potenza acustica, guadagno e filtro) è adeguata, la comparsa di *aliasing* in un settore del vaso rappresenta un campanello di allarme per eseguire in quel settore un campionamento spettrale accurato e ripetuto. Un'altra manifestazione dell'*aliasing* è l'apparente discontinuità del vaso campionato che si manifesta nei distretti vascolari con flusso lento che impone l'uso di valori di PRF molto bassi. Il color Doppler come il PW Doppler è *angolo dipendente*. Questo determina una marcata perdita di sensibilità quando l'angolo di insonazione è perpendicolare ed i flussi molto lenti. I limiti del color Doppler, gli artefatti e la tecnica di esecuzione dell'esame verranno estesamente trattate nel prossimo capitolo.

POWER DOPPLER

Il power Doppler (*color Doppler energy, color power angio etc.- PD*) è una modalità di imaging color Doppler che rappresenta con una cartografia monocromatica la *potenza del segnale Doppler*. Come in modalità color, il segnale nel box colore viene raccolto in più punti (*acquisizione multigate*) lungo ciascuna linea di scansione e viene isolato per *autocorrelazione di una sequenza di impulsi*. Tutti i segnali di ritorno da ciascun punto di campionamento contribuiscono a creare l'immagine power Doppler in base alla loro potenza. Da un punto di vista teorico, pertanto, le due tecniche differiscono solo per il parametro che dà origine all'immagine flussimetrica. Il color Doppler riproduce le variazioni di velocità media con cui i globuli rossi fluiscono nel vaso, il power Doppler invece riproduce la potenza del segnale, ossia l'integrale della curva spettrale. Questa differenza è alla base dei vantaggi e dei li-

miti propri del power Doppler.

Nella (Fig. 63) due segnali Doppler di diversa frequenza, ma della medesima ampiezza, vengono codificati in un pixel color Doppler e power Doppler. Poiché la frequenza del segnale (*Doppler shift*) è diversa, nel pixel color Doppler i due segnali vengono rappresentati con uno stesso tono di colore ma una saturazione diversa, mentre nel pixel power-Doppler vengono rappresentati con il medesimo tono di colore e la stessa luminosità, in quanto l'ampiezza del segnale è la stessa. Nella (Fig. 64) tutti i segnali Doppler rappresentati hanno la stessa frequenza, mentre l'ampiezza varia progressivamente. In questo caso il codice colore attribuito al pixel in modalità color Doppler è lo stesso in tutti e tre i casi, mentre in modalità *power o energy Doppler* il tono di colore e la luminosità variano nettamente da un caso all'altro. Gli esempi riportati vogliono significare che nell'imaging color Doppler il colore attribuito a ciascun pixel dipende dalla velocità media dei globuli rossi che scorrono attraverso il punto di campionamento nell'unità di tempo, mentre nel power Doppler il codice colore che viene attribuito al pixel dipende solo dall'ampiezza del segnale Doppler. Il power Doppler *non fornisce quindi informazioni sulla direzione del flusso* e fornisce solo indirettamente una misura della velocità di scorrimento. Il tono di colore in ciascun pixel è espressione della somma (integrale) del quadrato dell'ampiezza spettrale del segnale Doppler e quindi solo del numero di globuli rossi che fluiscono in quella regione del vaso. Essendo approssimativamente proporzionale al numero di globuli rossi che si muovono nel volume unitario, il segnale power è più intenso se origina dai vasi di grosso calibro rispetto ai vasi di piccolo calibro o rispetto a settori vascolari insonati in modo non omogeneo dal fascio incidente. Come nel

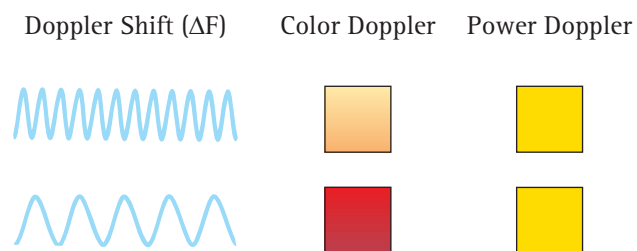


Fig. 63. POTENZA, FREQUENZA DEL DOPPLER SHIFT E CODICE CROMATICO COLOR E POWER DOPPLER. I due segnali Doppler rappresentati hanno una frequenza diversa, ma la medesima ampiezza. Poiché la frequenza del segnale è diversa, i due segnali codificati nel pixel color Doppler vengono rappresentati con uno stesso tono di colore anche se la saturazione del colore è diversa. Nel pixel power Doppler vengono invece rappresentati con il medesimo tono di colore e la stessa luminosità poiché l'ampiezza dei due segnali è la stessa.

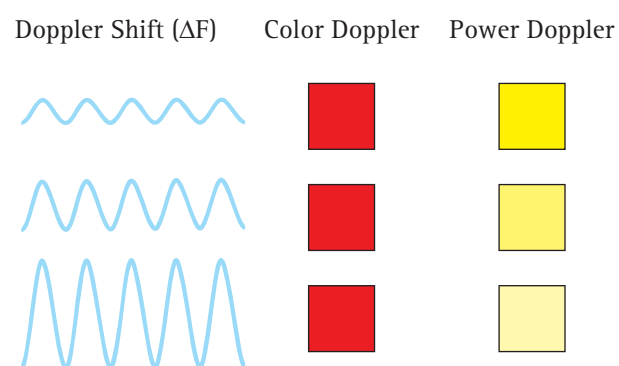
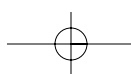


Fig. 64. POTENZA, FREQUENZA DEL DOPPLER SHIFT E CODICE CROMATICO CD E PD. I segnali Doppler rappresentati hanno la stessa frequenza, ma un'ampiezza crescente. In questo caso, il pixel in modalità color Doppler ha lo stesso codice cromatico (tono e luminosità), mentre in modalità *power o energy Doppler* il tono di colore e la luminosità variano nettamente fra un segnale e l'altro.



Doppler spettrale e nel color Doppler anche in questo caso esiste un limite di potenza al di sotto del quale il movimento dei globuli rossi non può essere rappresentato e questo si traduce nell'assenza di segnale.

Vantaggi. Nelle applicazioni cliniche il vantaggio più immediato del power Doppler è l'incremento della sensibilità Doppler di circa 10 dB. Questo aumenta in modo significativo la capacità di *rappresentare i flussi lenti* non campionabili con il color Doppler e quindi di *caratterizzare il microcircolo dei tessuti parenchimali*. In realtà, poiché le informazioni usate dal power e dal color Doppler sono le stesse, sebbene in due diverse prospettive, questo incremento di sensibilità è solo artefattuale ed è legato in gran parte alla persistenza dell'immagine o *frame averaging*. La *persistenza* è il risultato di un processo di *sommazione temporale di vari frame*. Questo processo di sommazione temporale delle immagini è assolutamente indesiderabile nel color Doppler convenzionale in quanto le variazioni sisto-diastoliche del flusso sono molto rapide e sono ben rappresentabili solo con un elevato *frame rate*. La persistenza opera una sommazione temporale delle immagini che rallenta notevolmente il *frame rate* ed attenua l'effetto di scorrimento del sangue.

La persistenza dell'immagine nel power Doppler ha un *doppio effetto positivo*: da un lato consente di sommare il debole segnale retrodiffuso che origina per dispersione dai globuli rossi in movimento, dall'altro tende a ridurre ed annullare il rumore di fondo o rumore *random*. Infatti, mentre l'ampiezza del segnale Doppler viene a sommarsi nei *frames* successivi, il rumore *random* rimane relativamente costante. Quando le immagini vengono sovrapposte con il susseguirsi degli impulsi, il rumore *random* tende ad auto-annullarsi mentre il segnale power si potenzia e migliora la rappresentazione dei flussi più lenti. Il grado di riduzione del rumore di fondo è proporzionale approssimativamente alla radice quadrata del numero dei *frames*. Chiaramente, la persistenza dell'immagine determina una marcata riduzione del *frame rate*, per cui l'effetto di scorrimento del sangue nei grandi vasi si attenua mentre diventa possibile visualizzare i flussi molto lenti dei piccoli vasi. In pratica, la persistenza migliora la possibilità di *rappresentare i flussi più lenti* e conferisce al *power* un *rapporto segnale/rumore nettamente più favorevole rispetto al color Doppler* (Fig. 65a, b).

L'aumento della sensibilità diventa particolarmente evidente nei segmenti vascolari dove è presente un flusso disordinato con forti fluttuazioni della velocità e comparsa di movimenti di ricircolo e/o di inversione del flusso. In questi casi, il segnale color Doppler può mostrare

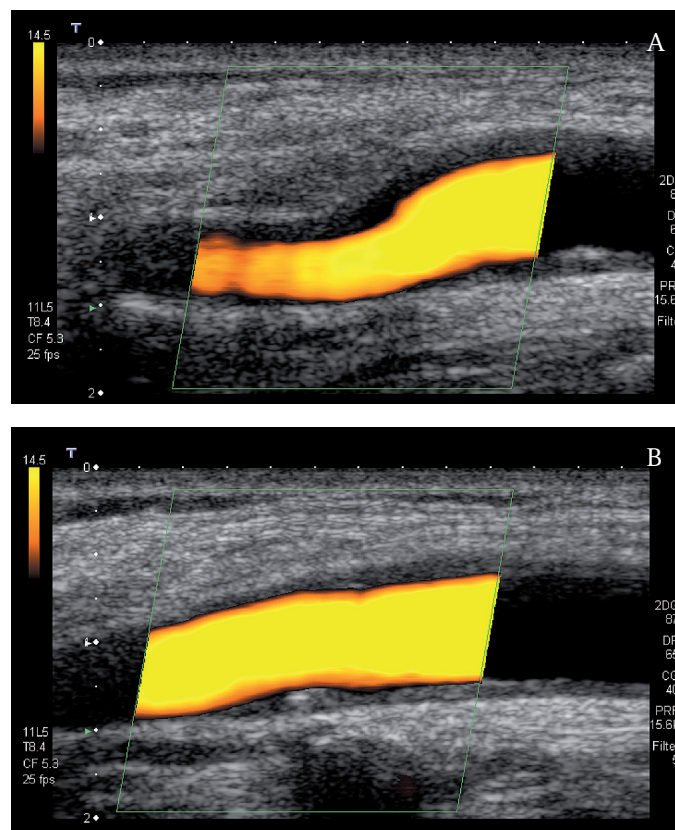


Fig. 65a, b. PERSISTENZA IMMAGINE POWER DOPPLER. Scansione longitudinale sul bulbo e sul tratto iniziale della carotide interna. La persistenza migliora la possibilità di rappresentare i flussi più lenti e conferisce al power un rapporto segnale/rumore nettamente più favorevole rispetto al color Doppler.

un'inversione del flusso o generare un mosaico di colori in cui è impossibile determinare la direzione e la velocità del flusso. Nei casi in cui il segnale in avvicinamento ed in allontanamento si equivalgono o l'incidenza degli US è ortogonale il segnale Doppler può addirittura annullarsi. Questa situazione emodinamica si realizza ad esempio a livello della biforcazione della carotide comune, dove la presenza del setto divisorio genera sui versanti esterni della carotide interna ed esterna flussi secondari elicoidali e, sul profilo esterno, un ricircolo con inversione del flusso (Fig. 66, 67). Il segnale color Doppler raccolto a ridosso del setto mostra un'inversione del flusso dovuta ai movimenti di ricircolo che si generano a questo livello. Nello stesso tratto vascolare, il power non raffigura le variazioni di velocità e la direzione di scorrimento dei globuli rossi ma esclusivamente l'ampiezza del segnale Doppler retrodiffuso dai globuli rossi presenti nei punti campione. Poiché la potenza o energia acustica del segnale Doppler è la stessa sia che il segnale sia positivo sia che esso sia negativo, il segnale Power è pari alla somma integrale della potenza dei due segnali (Fig. 68). Il tono di colore nel Power è relativamente uniforme ed indipendente dalla velocità e dalla direzione di scorrimento dei globuli rossi.

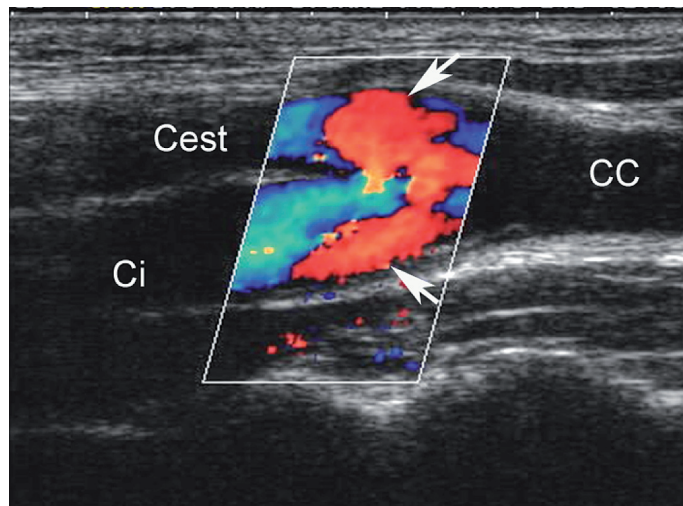


Fig. 66. RIRICIRCOLO CAROTIDEO. Uno dei maggiori vantaggi del power Doppler si evidenzia nel campionamento di segmenti vascolari dove il segnale color Doppler è confuso sia per le forti fluttuazioni di velocità che per la comparsa di flusso *reverse*. In questi casi il segnale color Doppler può invertire il colore (come indicato dalle frecce nell'immagine riportata) o generare un mosaico di colori in cui diventa difficile o impossibile determinare la direzione del flusso e la velocità. Questa situazione si realizza a livello della biforcazione carotidea dove il setto divisorio genera flussi elicoidali secondari o come sul profilo esterno della carotide interna dove si realizza un ricircolo con inversione del flusso (frecce). CC = carotide comune, Ci = Carotide interna; Cest = Carotide esterna.

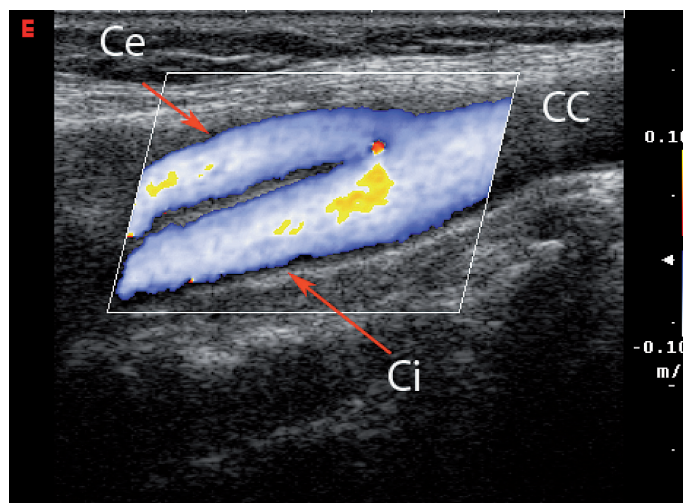


Fig. 67. IMMAGINE POWER DOPPLER DELLA BIFORCAZIONE CAROTIDEA. CC = carotide comune, Ci = Carotide interna; Cest = Carotide esterna.

Un altro vantaggio molto importante del power Doppler deriva dal fatto che questa modalità di rappresentazione del segnale *non incorre nel rischio di aliasing* poiché I^2 non è fase dipendente. La potenza complessiva del segnale Doppler rappresenta, infatti, l'integrale della curva ampiezza/frequenza chiamata impropriamente curva spettrale power (Fig. 69). Se lo spettro è abbastanza largo, l'angolo di incidenza ha scarsi effetti sul segnale power, anche se si avvicina a 90° . In altri termini, il campionamento della velocità media o

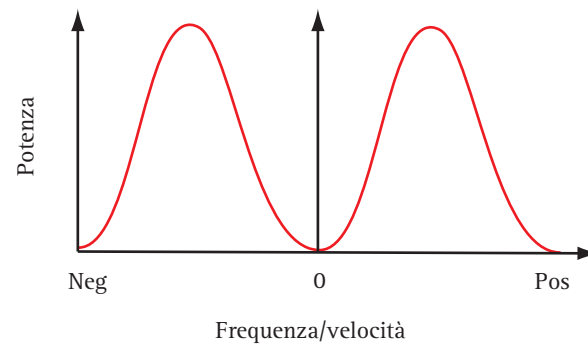


Fig. 68. DISTRIBUZIONE DEL SEGNALE POWER DOPPLER. Quando i globuli rossi che si muovono in senso ortodromico o antidromico rispetto al trasduttore in un punto di campionamento sono grossolanamente uguali, il segnale color scompare per l'annullamento reciproco delle frequenze Doppler. In modalità power, la potenza del Doppler shift è invece identica sia che il segnale sia positivo sia negativo. Questo genera un segnale power che è la somma (integrale) della potenza dei due segnali e ne consente una buona rappresentazione.

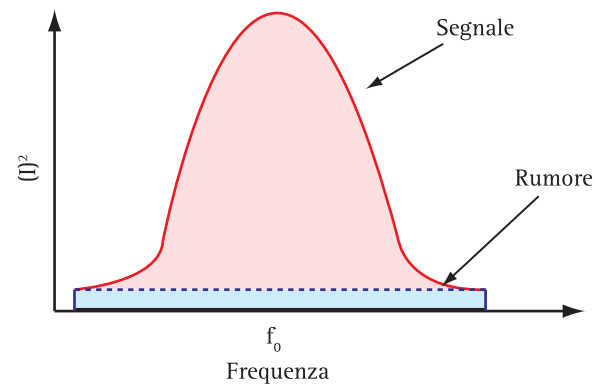


Fig. 69. CURVA SPETTRALE POWER DOPPLER. (A) Il grafico rappresenta lo spettro power (P) in funzione della frequenza Doppler. In ascisse viene riportato il valore medio di ΔF . La linea tratteggiata e l'area sottostante alla base della curva rappresentano il rumore di fondo o rumore random. (B) L'area tratteggiata rappresenta l'integrale dello spettro power e del rumore di fondo. Il rumore rimane relativamente costante per cui in modalità power è possibile separare il segnale dal rumore anche quando questo è molto debole. f_0 = frequenza media del Doppler shift.

della frequenza media può dare *aliasing*, quando ΔF supera la metà della PRF ($PRF/2$); questo non si verifica se il campionamento rappresenta l'integrale dello spettro power che non varia in funzione dell'angolo di insonazione.

Un altro vantaggio del power Doppler rispetto al color Doppler è la *relativa indipendenza dall'angolo di insonazione*. Anche questa proprietà è basata sul fatto che il power crea l'immagine sulla base dell'integrale dello spettro power e non sulle variazioni del Doppler shift. L'ampiezza del segnale Doppler è correlata al numero di globuli rossi che attraversano il punto di campionamento in un dato istante determinando una va-

riazione di frequenza del fascio incidente. Nel color Doppler il codice cromatico riproduce la media dello shift di frequenza ed è direttamente proporzionale al coseno dell'angolo di insonazione, per cui tanto più forte sarà il segnale Doppler da riprodurre quanto più l'angolo di insonazione è vicino allo 0. Questo si tradurrà in una variazione significativa del segnale da rappresentare quando l'angolo di insonazione tende progressivamente a 90°. Nella (Fig. 70) viene rappresentata la curva spettrale power in caso di insonazione di un vaso a 0° e 60°. Lo spettro delle frequenze Doppler varia significativamente, quando il campionamento viene eseguito a 0° (curva piatta, a base larga) o a 60° (curva ristretta a punta). In modo proporzionale varierà la rappresentazione color Doppler. L'immagine power Doppler varierà invece relativamente in quanto il power rappresenterà in entrambi i casi, la potenza del segnale Doppler che corrisponde all'integrale della curva (area tratteggiata nella Fig. 70) ed è sostanzialmente identica nei due casi. Il vantaggio pratico più immediato è quello che si realizza campionando con una sonda lineare (senza *steering*) o con una convex un vaso con tragitto lineare. In entrambi i casi nella parte centrale del vaso, là dove l'angolo del fascio incidente è prossimo a 90°, il segnale color Doppler perde fortemente di intensità, mentre il power Doppler riesce a

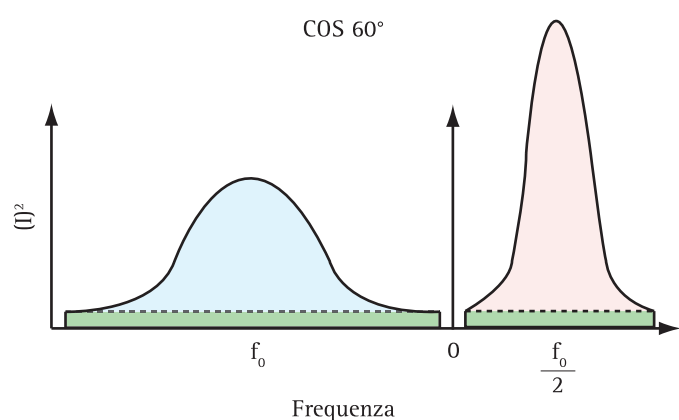


Fig. 70. CURVA SPETTRALE POWER DOPPLER CON VALORI DI COS 0° E 60°. La curva a sinistra rappresenta la curva spettrale registrata con angolo di insonazione di 0°; la curva a destra è la curva spettrale con un angolo Doppler di 60°. Nella curva spettrale a sinistra la frequenza media del Doppler shift (f_0), è uguale esattamente al doppio della frequenza media ($f_0/2$) della curva spettrale a destra. Le aree sottese alle due curve rappresentano l'integrale dell'ampiezza spettrale al quadrato e sono sovrapponibili. La curva spettrale a sinistra è larga e appiattita, mentre quella a destra è ristretta ed alta. L'esempio riportato indica come nel color Doppler la frequenza media e la velocità media di scorrimento dei globuli rossi siano strettamente dipendenti dall'angolo di insonazione mentre (f^2) (il segnale usato dal power per riprodurre l'immagine colore) resta sostanzialmente invariato. Questo giustifica la maggiore sensibilità del power Doppler.

correggere la discontinuità artefattuale del segnale per la sua maggiore sensibilità e per la relativa indipendenza dall'angolo di insonazione. Questo vantaggio è particolarmente utile nel campionamento di vasi superficiali con sonde lineari. Altri vantaggi riconosciuti al power Doppler sono: il miglioramento della definizione dei margini vascolari, la quantificazione più precisa della distribuzione vascolare nella caratterizzazione tessutale, la migliore rappresentazione dell'anatomia vascolare in 3D, la rappresentazione vantaggiosa del *blooming*, un artefatto di rinforzo e distorsione del segnale colore derivante dall'uso dei mezzi di contrasto.

In sintesi, le differenze fondamentali tra il color ed il power Doppler sono legate alle modalità con cui le due tecniche generano l'immagine. Il color Doppler riproduce la media dello *shift* di frequenza che è direttamente proporzionale al coseno dell'angolo di insonazione, il power Doppler riproduce la potenza del segnale che corrisponde all'integrale della curva spettrale. I vantaggi tecnici del power Doppler sono legati alla sensibilità, alla persistenza dell'immagine, ad un miglior rapporto segnale rumore, alla mancanza di *aliasing* e ad una migliore rappresentazione dei margini e delle pareti vascolari. La relativa indipendenza del power Doppler dalla geometria vascolare rende questa modalità di immagine ideale per le acquisizioni volumetriche e gli studi di ricostruzione vascolare in 3 o 4D. Gli avanzamenti tecnologici hanno ulteriormente migliorato le *performances* del power-Doppler. In primo luogo, molte aziende offrono la possibilità di rappresentare anche la fase e o il senso di scorrimento del sangue (*power angio direzionale* o *power direzionale*, *dynamic flow*) (Fig. 71a, b). In queste apparecchiature alcuni cristalli della sonda ricevono il segnale in modalità color Doppler e consentono di attribuire alla scala colorimetrica del power una direzionalità. In secondo luogo, l'imaging in seconda armonica e l'uso di mezzi di contrasto hanno ulteriormente migliorato la sensibilità del power Doppler conferendogli il ruolo di indagine di prima scelta nello studio della perfusione parenchimale.

Limiti. Uno dei limiti tecnici più importanti dell'imaging power Doppler è legato alla sua incapacità di rappresentare la direzione del flusso, anche se la maggior parte delle macchine correnti ha la funzione direzionale che consente di rappresentare il segnale power con due mappe colorimetriche a seconda che il flusso si avvicini o si allontani. Un altro grande limite è paradossalmente legato all'estrema sensibilità. Questa proprietà rappresenta un vantaggio non trascurabile nella dimostrazione dei flussi lenti, ma è responsabile di artefatti che degradano l'immagine in presenza di movi-

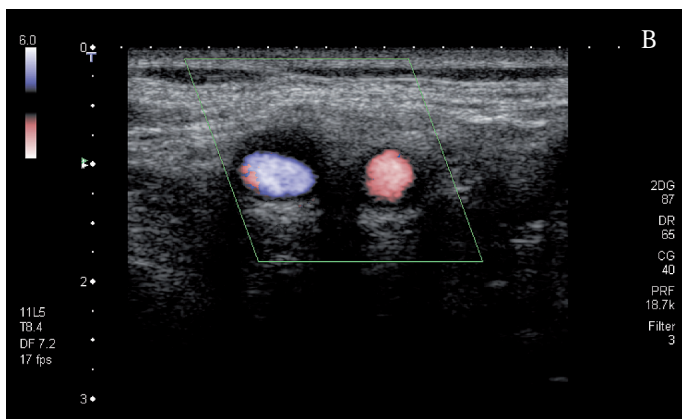
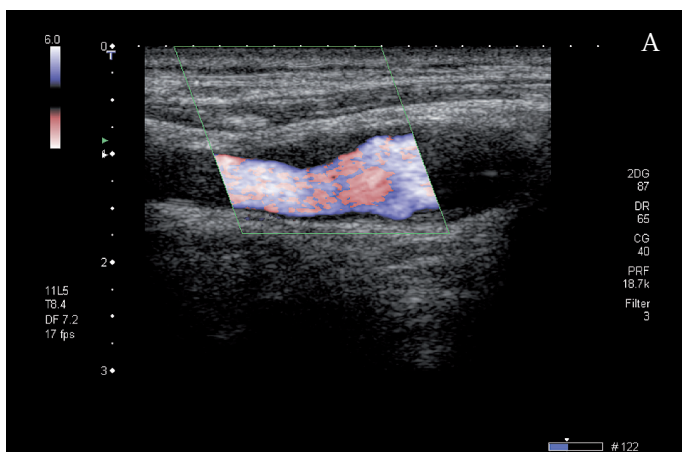
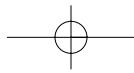


Fig. 71a, b. SCANSIONE LONGITUDINALE E TRASVERSALE SUL SENO CAROTIDEO IN DYNAMIC FLOW. La velocità di fondo scala di questa modalità è di <10 cm/s e questo la rende particolarmente sensibile nel campionamento dei circoli parenchimali.

menti anche modesti delle strutture anatomiche, del paziente o della sonda. Come avremo modo di vedere nel prossimo capitolo, questo artefatto è particolarmente evidente nel campionamento dei vasi collaterali dell'aorta ove le pulsazioni trasmesse ed i movimenti browniani dell'intestino rendono spesso illeggibili immagini di anatomia vascolare veramente suggestive.

Applicazioni. Le applicazioni cliniche del power Doppler sono legate alle capacità di evidenziare i flussi lenti dei piccoli vasi. Pertanto, nell'ergonomia del lavoro quotidiano nel corso di un esame ecografico il passaggio dalla modalità color al power Doppler diventa spontaneo in tutti i casi in cui si voglia caratterizzare un flusso parenchimale o lesionale molto lento. Il power risulta particolarmente utile per documentare la presenza di un lume residuo in una stenosi serrata, lo stato di ricanalizzazione di una trombosi recente o invecchiata, per valutare il poligono del Willis o i margini del cratere di una placca carotidea ulcerata o irregolare (**Fig. 72**). La letteratura è ricca di lavori che dimostrano l'utilità del power Doppler nell'imaging tran-

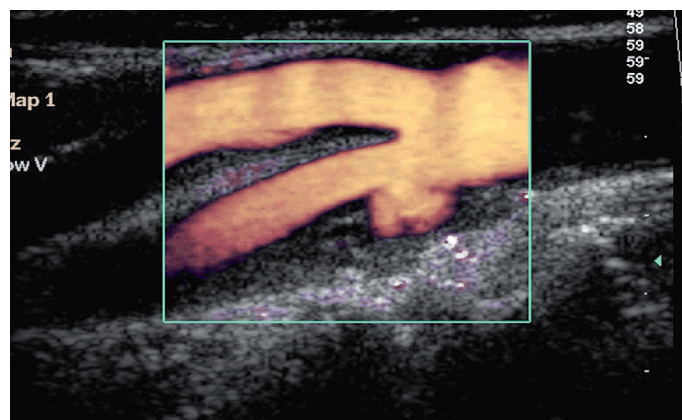
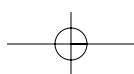


Fig. 72. CAROTIDE COMUNE CON PLACCA ULKERATA. Il power risulta particolarmente utile per documentare i margini del cratere di una placca carotidea ulcerata o irregolare.

cranico, nelle malattie muscolo-scheletriche, nella pielonefrite, nella torsione del testicolo e nella diagnosi differenziale di focalità epatiche e di masse intestinali.

Bibliografia

- Bracewell R. *The Fourier transform and its applications*. McGraw-Hill. New-York, 1978
- Burns PN. *Principles of Doppler and color flow*. Radiol Med 1993; Suppl 1: S3-S16.
- Busilacchi P, Rapaccini GL. *Ecografia clinica. Aspetti generali*. Vol1. pp3-64. Idelson Gnocchi, Napoli 2006.
- Dauzat M. *Notions théoriques et technologiques élémentaires. Bases de l'interprétation des signaux Doppler*. In: *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*. Ed. Vigot, Paris: 1991; pp 3-35.
- Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *The physics of diagnostic imaging*. Chap 18 Ultrasound imaging. 2th Edition. Hodder Arnol Ed, London 2006, pp 511-558.
- Evans DH, McDicken WN (eds). *Doppler ultrasound. Physics, instrumentation and signal processing*. Chap 4: Doppler systems: a general overview. Wiley and Sons Ed 2000, Baaffins Lane, Chichester (E); pp 43-70.
- Goldstein A. *Overview of the physics of US. Radiographics*. 1993; 13: 701-704.



- Goldstein A. *Instrumentation of digital gray-scale US*. Radiographics. 1993; 13: 1389-95.
- Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Doppler physics and instrumentation*. In: *Ultrasound physics and instrumentation*. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE (Eds). 4th Edition Elsevier- Mosby St Louis, 2005; pp 205-219.
- Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Doppler spectral analysis*. In: *Ultrasound physics and instrumentation*. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE (Eds). 4th Edition Elsevier- Mosby St Louis, 2005; pp 221-237
- Johan Christian. *Doppler and his effect - A brief history*. Ultrasound Med and Biol 1982; 8: 583-591.
- Kremkau FW. *Diagnostic ultrasound. Principles and instruments*. Part II: Doppler principles. 6th edition Saunders Elseviers St Louis, 2005; pp 157-248.
- Kremkau FW. *Doppler color imaging. Principles and instrumentation*. Clin Diagn Ultrasound. 1992; 27:7-60.
- Lawrence JP. *Physics and instrumentation of ultrasound*. Crit Care Med. 2007; 35(S): S314-22.
- Martinoli C, Pretolesi F, Crespi G, et al. *Power Doppler sonography: clinical applications*. Eur J Radiol. 1998; 27 S2: S133-S140.
- Meire HB. *Doppler*. Chap. 6 In: *Abdominal and General Ultrasound*. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Eds. Churchill Livingstone, London 2003, pp 81-113.
- Merritt CR. *Doppler US: the basics*. Radiographics. 1991; 11: 109-119.
- Omoto R, Kasai C. *Physics and instrumentation of Doppler color flow mapping*. Echocardiography 1987; 4: 467-483).
- Rubin JM. *Power Doppler. Section III: New imaging techniques. Technology*. Eur. Radiol. 1999: S318-S322. Withe DN., Powis RL. Color flow imaging. Radiographics. 1994; 14: 415-28.
- Rubin JM. *Power Doppler. Section III: New imaging techniques. Technology*. Eur Radiol. 1999: S318-S322.
- Rubin JM, Bude RO, Fowlkes JB, et al. *Normalized moving blood volume estimates with power Doppler US: defining a stable intravascular point with cumulative power distribution function*. Radiology 1997; 205: 757-765.
- Rubin JM, Bude RO, Carson PL, et al. *Power Doppler: a potentially useful alternative to mean-frequency based color Doppler sonography*. Radiology 1994; 190: 853-856
- Taylor KJ, Holland S. *Doppler US. Part I. Basic principles, instrumentation, and pitfalls*. Radiology. 1990; 174: 297-307.
- W. Schäberle. *Ultrasonography in vascular diagnosis. A therapy-oriented textbook and atlas*. Chap 1. Fundamental principles. Springer-Verlag Berlino, 2004.
- Wells PN. *Ultrasound imaging*. Phys Med Biol. 2006; 51: R83-98.
- Whittingham TA. *Medical diagnostic applications and sources*. Prog Biophys Mol Biol. 2007; 93: 84-110.
- AbuRahma AF, Jarrett K, Hayes DJ. *Clinical implications of power Doppler three-dimensional ultrasonography*. Vascular. 2004; 12: 293-300.