



## ARTEFATTI DOPPLER

### ARTEFATTI, ERRORI ED AMBIGUITÀ NEL DOPPLER SPETTRALE

ARTEFATTI DA ERRATA IMPOSTAZIONE DELL'ANGOLO  
 ALIASING  
 ERRATA IMPOSTAZIONE DEL VOLUME CAMPIONE  
 ERRORI NEL CALCOLO DELLA VELOCITÀ  
 ERRORI NEL CALCOLO DEL VOLUME DI FLUSSO  
 PARAMETRI SEMIQUANTITATIVI DELL'ONDA SPETTRALE  
 MORFOLOGIA DELLA CURVA SPETTRALE  
 DISPERSIONE SPETTRALE ARTEFATTUALE  
 ARTEFATTO SPECCHIO

### ARTEFATTI, ERRORI, AMBIGUITÀ NEL CAMPIONAMENTO COLOR DOPPLER

ARTEFATTI DA RISOLUZIONE SPAZIALE  
 ARTEFATTI DA *FRAME RATE*  
 ARTEFATTI DELLA MAPPA COLORE  
 ALIASING  
 ARTEFATTO DA INCIDENZA MULTIANGOLARE DEL FASCIO US  
 ARTEFATTO SPECCHIO  
 FLASH ARTIFACT  
 SBAVATURA DEL COLORE (*COLOR BLEED*)  
 DISPERSIONE PERIVASALE DEL SEGNALE COLORE (*COLOR BRUIT*)  
 RUMORE DI FONDO CODIFICATO CON IL COLORE (*COLOR NOISE*)  
 PSEUDOFUSSO (*PSEUDOFLOW ARTIFACT*)  
 ARTEFATTO DA SCINTILLIO (*TWINKLE ARTIFACT*)  
 EDGE ARTIFACT

### Artefatti, errori ed ambiguità nel Doppler spettrale

Da un punto di vista tecnico, nel Doppler spettrale l'emissione degli US è discontinua quindi gli artefatti e le ambiguità del segnale spettrale derivano dai limiti propri di questa tecnologia, anche se in parte possono derivare da un'errata impostazione delle funzioni del Doppler.

#### ARTEFATTI DA ERRATA IMPOSTAZIONE DELL'ANGOLO

Un'impostazione scorretta dell'angolo Doppler, ossia dell'angolo fra fascio incidente ed asse di scorrimento del sangue, è in assoluto la più frequente fonte di errore e di artefatti del Doppler spettrale. Quando l'angolo di incidenza è  $>60^\circ$ , l'ampiezza della curva spettrale si riduce progressivamente per cui il calcolo della velocità diventa inaffidabile e poco credibile. Quando l'angolo è prossimo a  $90^\circ$  non si registra alcun segnale, anche se il flusso radiale durante l'espansione sistolica del vaso può dare origine ad un segnale bidirezionale di bassa ampiezza. L'assenza o la riduzione artefattuale del segnale spettrale può dipendere anche dall'uso di trasduttori con frequenza molto elevata, da un elevato livello di filtro di parete o da una mancata regolazione del guadagno.

#### ALIASING

L'*aliasing*, lungamente trattato nei paragrafi analitici del Doppler spettrale e del color Doppler, è un arte-

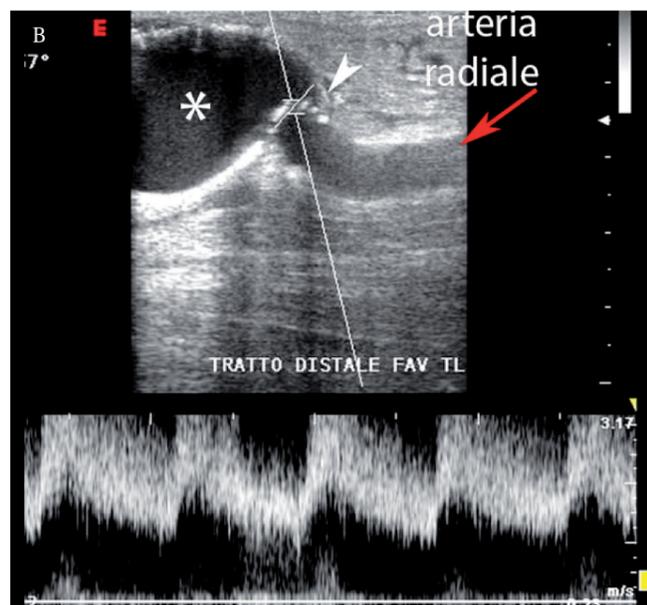
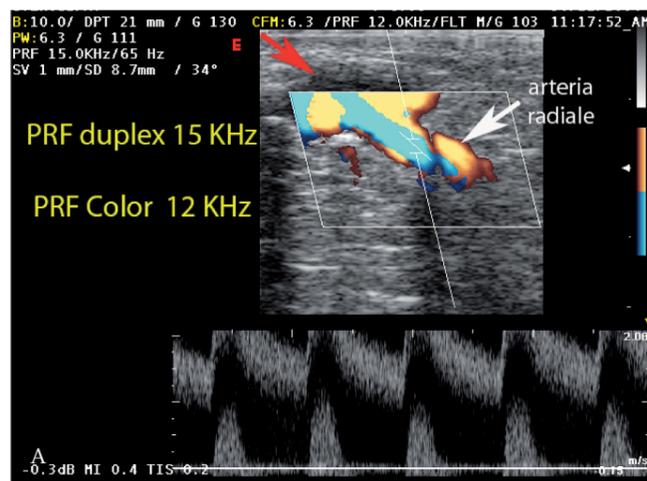
fatto da sottocampionamento del segnale Doppler legato all'emissione discontinua degli US. Quando la frequenza Doppler o *Doppler shift* si avvicina al valore della PRF, il numero di campionamenti non è più in grado di rappresentare con accuratezza la morfologia dello spettro: le frequenze superiori alla metà della PRF vengono interpretate in modo ambiguo dal modulo Doppler, sottostimate e rappresentate sul versante opposto dell'ascissa nella curva  $V/t$  (Fig. 1). L'artefatto può essere facilmente annullato correggendo la PRF o spostando la linea zero. Quando, viceversa, la PRF è molto elevata rispetto alla frequenza Doppler, si crea un'ambiguità spaziale che rappresenta il segnale Doppler in un vaso fantasma, non reale.

#### ERRATA IMPOSTAZIONE DEL VOLUME CAMPIONE

Per il calcolo dei parametri quantitativi, il campionamento dei vasi arteriosi o venosi deve essere uniforme. Nella pratica comune questo non è sempre vero, poiché i vasi vengono molto spesso sottocampionati o sovra-campionati. Il sottocampionamento si realizza quando l'ampiezza del volume campione è più piccola o molto più piccola del diametro del vaso. Nei trasduttori *phased array* la focalizzazione del fascio incidente sul piano assiale è variabile e raggiunge il massimo nel punto focale. Se la larghezza del fascio incidente nel punto focale è inferiore al calibro del vaso, per limitare il rischio di sottocampionamento è preferibile che il vaso venga disposto in un altro punto del campo di scansione. Pur-

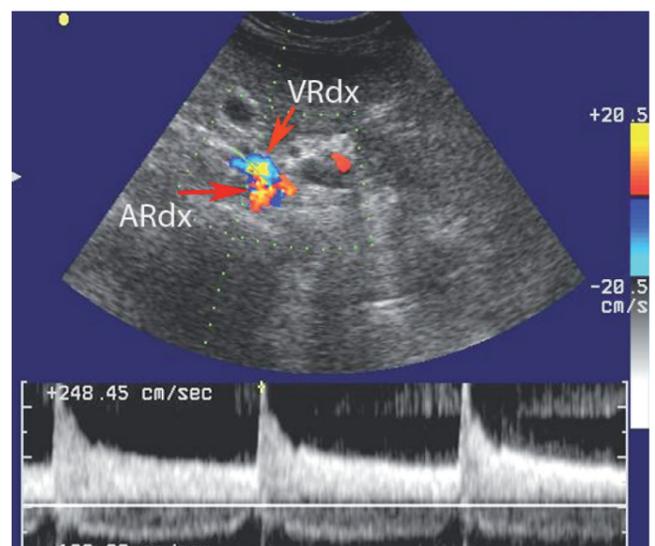


troppo, i trasduttori più moderni focalizzano automaticamente il fascio alla profondità del volume campione e non permettono la defocalizzazione intenzionale del vaso. Un'altra causa frequente di sottocampionamento è la dislocazione dei vasi durante l'esame. Se i movimenti di traslazione nel corso del ciclo cardiaco sono rilevanti,



**Fig. 1. ALIASING.** Quando la frequenza Doppler o *Doppler shift* si avvicina al valore della PRF il numero di campionamenti non è più in grado di rappresentare con accuratezza la morfologia dello spettro: le frequenze superiori alla metà della PRF vengono interpretate in modo ambiguo dal modulo Doppler, sottostimate e rappresentate sul versante opposto dell'ascissa nella curva V/t. L'immagine (A) descrive una stenosi arteriosa dell'arteria radiale a ridosso della breccia anastomotica di una FAV distale (freccia rossa = camera anastomotica). Nonostante i valori di PRF impostati (15 KHz per il duplex e 12 KHz per il color Doppler) in entrambe le modalità è presente *aliasing*. In particolare, la parte superiore della curva spettrale che rappresenta le velocità >200 cm/s (fondo scala) vengono ribaltate sulla linea zero, a sua volta portata al fondo scala nel tentativo di evitare l'*aliasing*. L'immagine (B) mostra la curva spettrale di una stenosi sulla breccia di anastomosi (testa di freccia) fra arteria radiale e camera anastomotica (\*).

come quelli per esempio dell'arteria mesenterica superiore e delle arterie ombelicali placentari, il volume campione si sposta continuamente dentro e fuori dal lume con perdita relativa di segnale. Durante la sistole lo spettro perde di intensità, mentre in diastole può evidenziare una riduzione artefattuale del flusso che può essere falsamente interpretato. Questo artefatto è di difficile identificazione quando viene studiata l'arteria ombelicale, per cui è consigliabile eseguire lo studio Doppler dei vasi placentari con un volume campione più ampio dell'arteria e ripetere più volte ed in più punti il campionamento. Un sottocampionamento da traslazione si realizza anche quando un volume campione piccolo viene disposto in una vena centrale durante la respirazione quando la vena viene dislocata e mostra un flusso disordinato. Il tracciato spettrale risultante sarà molto confuso. Laddove l'ampiezza del volume campione o del fascio incidente è più grande del diametro del vaso, può accadere che un vaso satellite (arteria-vena) (Fig. 2), un collaterale o un confluente possano cadere nel range del volume campione. Da un punto di vista diagnostico, il sovracampionamento può essere utile o causare imbarazzo. Un esempio di artefatto da sovracampionamento utile è quello della vena e dell'arteria



**Fig. 2. SOVRACAMPIONAMENTO DELL'ARTERIA RENALE ALL'ILO.** Quando l'ampiezza del volume campione o del fascio incidente è più grande del diametro del vaso campionato, può accadere che un vaso satellite (arteria-vena) possa cadere nel range del volume campione. Nel caso riportato, un volume campione di 4 mm di ampiezza è stato disposto nel tratto ilare dell'arteria renale destra per escludere una stenosi distale da fibrodiplosia. La registrazione del segnale Doppler mostra sul versante positivo dell'ascissa una curva spettrale arteriosa con una marcata accelerazione causata da una stenosi distale da fibrodiplosia (VPS >2.7 m/s), mentre sul versante negativo rispetto all'ascissa registra un flusso venoso continuo, ben modulato ed in allontanamento rispetto all'ilo. In questo caso, l'artefatto da sovracampionamento non è stato né utile né ha causato errori diagnostici. ARdx = arteria renale destra; VRdx = vena renale destra.



renale a livello intraparenchimale (Fig. 3) o all'ilo nel sospetto di trombosi della vena renale. In questo caso, la dimostrazione simultanea di un flusso venoso ed arterioso conferma la corretta disposizione del volume. La situazione è ben diversa nei casi in cui il sovracampionamento registra un segnale spettrale misto, confuso o di un flusso diastolico *reverse*.

### ERRORI NEL CALCOLO DELLA VELOCITÀ

Il calcolo della velocità di picco, utile in un gran numero di applicazioni cliniche, è fortemente influenzato dall'angolo di incidenza e per questo è soggetto ad errori clamorosi. La percentuale di errore introdotta nella stima della velocità dall'angolo tra il fascio incidente e l'asse del vaso dipende dal valore assoluto dell'angolo. Se l'angolo è  $<45^\circ$ , un errore di stima di  $5^\circ$  dell'angolo causa una variazione di velocità del 5%. Per angoli  $>45^\circ$  l'errore percentuale aumenta molto rapidamente, anche se il margine di incertezza dell'angolo è di soli  $5^\circ$ . A  $70^\circ$ , l'errore percentuale diventa del 35% ed a  $80^\circ$  del 100%. Questo conferma ancora una volta la necessità di campionare i vasi con un angolo  $<60^\circ$ . In molte apparecchiature, come ricordato più volte, il fondo scala della curva V/t viene regolato sulla "velocità" più che sullo *shift* di frequenza anche se il reale valore dell'angolo di incidenza è sconosciuto al sistema. In queste condizioni, il calcolo della velocità viene eseguito assumendo per *default* che l'angolo di incidenza sia  $0^\circ$ ; chiaramente per ottenere un calcolo preciso della velocità assoluta è indispensabile fornire al sistema l'angolo esatto.

Il calcolo della media delle velocità sistodiastoliche viene usato nel calcolo dell'IP e può essere ottenuto con

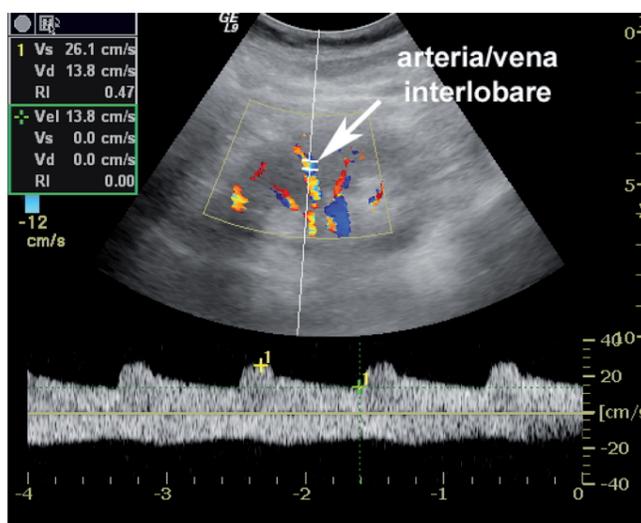


Fig. 3. SOVRACAMPIONAMENTO DI ARTERIA INTERLOBARE. Esempio di artefatto da sovracampionamento di vena ed arteria renale interlobari.

l'involuppo automatico o manuale della curva spettrale, sia nelle apparecchiature che dispongono di una funzione di calcolo automatico della traccia, sia nelle apparecchiature che ne sono sprovviste. L'involuppo manuale della curva introduce meno errori, in particolar modo nei casi in cui la forma del tracciato è irregolare. Se la curva spettrale non è uniforme e ben disegnata, o se il livello di guadagno totale del duplex non consente di delineare una curva spettrale omogenea, entrambe le scelte possono essere imprecise e causare errori di interpretazione.

In qualsiasi settore vascolare, la misurazione della velocità istantanea media e della velocità media temporale usata per il calcolo della portata (*Temporal Average Velocity - TAV*) è influenzata dalla frequenza cardiaca. Poiché tutte le apparecchiature eseguono questo calcolo partendo dall'assunto che la velocità media non cambia in base al ritmo cardiaco o al settore vascolare, il calcolo della TAV può essere inficiato da un errore di stima di circa il 50%. Per questo è indispensabile che in tutti i laboratori di ecografia nefrologica, ove usa determinare la portata della FAV, vengano eseguiti studi di validazione per standardizzare il calcolo della TAV. Il calcolo della velocità media può essere inficiato da altri errori. Ad esempio, spesso si considera in modo errato che la velocità di scorrimento del sangue sia quella dell'asse centrale o, ancora, che il decorso del vaso non causi errori di calcolo. In realtà, la velocità di scorrimento del sangue in un vaso con un profilo di scorrimento parabolico non corrisponde alla velocità assiale ed il campionamento di un vaso con decorso irregolare o nel punto di origine di un collaterale può introdurre un errore di calcolo sino al 50% a causa dei movimenti stazionari che alterano il valore della velocità media. Un'altra causa di errore nel calcolo della portata è l'apertura del volume campione in funzione dell'area sezionale del vaso. Se il vaso è sottocampionato, il tracciato della TAV può sovrastimare la velocità media in quanto perde le basse velocità presenti lungo il margine esterno o parietale del vaso. Viceversa, una dislocazione parziale del vaso al di fuori dal volume campione durante il campionamento può causare una perdita di segnale e inficiare il calcolo della TAV.

### ERRORI NEL CALCOLO DEL VOLUME DI FLUSSO

Il volume di flusso o portata di un vaso arterioso o venoso viene calcolato moltiplicando la TAV per l'area di sezione del vaso. Il calcolo è apparentemente semplice, ma in realtà è inficiato da una serie di errori più o meno importanti che ne riducono la validità clinica. Un primo errore deriva dalla stima della TAV come detto nel precedente paragrafo. Una seconda possibilità di errore deriva dalla stima dell'area di sezione del vaso.

Nelle arterie l'area di sezione viene calcolata misurando il diametro del vaso. Poiché nel calcolo dell'area di sezione il diametro interviene con la seconda potenza anche un piccolo errore di misura del diametro introduce un errore molto significativo. Peraltro, il diametro dell'arteria varia fisiologicamente del 10-15% durante la sistole e la diastole. Se nel calcolo dell'area di sezione non viene considerato il valore medio del diametro in sistole ed in diastole si introduce un ulteriore errore stimato nell'ordine del 20%. Solo nelle apparecchiature più avanzate il diametro del vaso può essere misurato nelle scansioni Color Doppler in quanto negli strumenti meno sensibili la dispersione del colore tende a sovrastimare il diametro di diversi millimetri. Nelle vene il calcolo dell'area sezionale a partire da una misura unidimensionale del diametro è di per sé causa di errore in quanto poche vene hanno veramente una sezione circolare (Fig. 4). Per questo il calcolo dell'area dovrebbe essere ricavato direttamente su una scansione trasversale ortogonale. Poiché in questa stessa scansione le condizioni di campionamento della curva spettrale sono assolutamente sfavorevoli, vi sono fondati motivi per ritenere che il calcolo dell'area del vaso e la registrazione del segnale Doppler non debbano essere eseguite nel medesimo punto di campionamento.

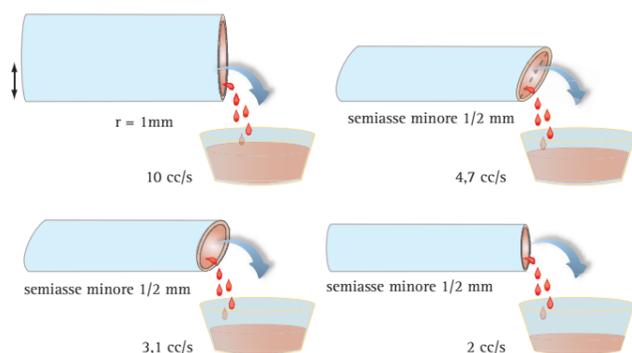


Fig. 4. CALCOLO AREA SEZIONE VENE. Nelle vene il calcolo dell'area sezionale a partire da una misura unidimensionale del diametro è di per sé causa di errore in quanto poche vene hanno veramente una sezione circolare.

#### PARAMETRI SEMIQUANTITATIVI DELL'ONDA SPETTRALE

Gli indici di resistenza sono calcolati come rapporto fra velocità sistolica e diastolica e pertanto sono angolo-indipendenti. In altri termini, l'errore causato da un angolo di incidenza non completamente idoneo è relativamente importante trattandosi di un rapporto fra velocità. Una delle cause più frequenti di sovrastima e sottostima degli indici di resistenza è la tachicardia e la bradicardia. Sebbene in condizioni normali il flusso diastolico si possa ridurre per aumento delle resistenze periferiche, in

realtà il valore del flusso telediastolico viene alterato significativamente solo dalla frequenza cardiaca. Quando ad esempio è presente tachicardia l'inizio della sistole viene anticipato e si sovrappone alla diastole causando un apparente aumento della velocità telediastolica e di conseguenza una sottostima del rapporto.

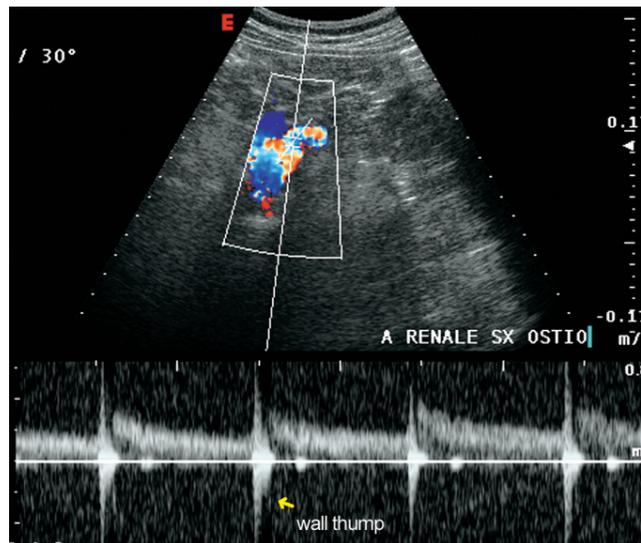
Un'altra possibile fonte di ambiguità nel calcolo degli indici di resistenza sono gli artefatti da movimento del vaso che portano alla registrazione di complessi sistodiastolici incompleti e di ampiezza alterata. In ogni caso, quando questi parametri vengono usati a scopo diagnostico bisogna considerare che la morfologia della curva spettrale su cui vengono calcolati non dipende solo dalle resistenze periferiche, ma da tutta una serie di fattori come la funzione cardiaca e valvolare, lo stato delle pareti arteriose, la presenza di un circolo collaterale efficace, la presenza di steno-ostruzione a monte o a valle e l'uso di farmaci vasoattivi.

#### MORFOLOGIA DELLA CURVA SPETTRALE

Le alterazioni dello spettro ricorrono con maggiore frequenza se l'operatore non conosce l'origine del tracciato e non ha grande esperienza. Il range di frequenze rappresentato nello spettro Doppler può essere alterato dal sovra e dal sottocampionamento. Il sottocampionamento può determinare una perdita artefattuale delle frequenze più basse o sottostimare le frequenze più alte. La qualità dello spettro Doppler può essere anche compromessa da segnali artefactuali di bassa frequenza ma di grande ampiezza che originano dalle pulsazioni di parete delle arterie.

Il colpo di parete o *wall thump* è un artefatto che si osserva frequentemente nel campionamento del tratto ostiale delle arterie renali (Fig. 5). L'artefatto consiste nella comparsa di un segnale a bassa frequenza di forte intensità, bidirezionale, che si iscrive nella curva spettrale a ridosso del fronte sistolico ed origina per effetto Doppler dal movimento della parete dell'aorta. Anche se lo *shift* di frequenza derivante dal movimento di parete è di bassa frequenza, la parete aortica è un riflettore ultrasonoro molto efficiente, per cui il segnale ha una bassa frequenza ma una grande ampiezza. Il *wall thump* è un artefatto inutile che altera la morfologia dello spettro e può rendere difficoltosa la misurazione della velocità di picco e della velocità media. Trattandosi di un segnale Doppler di bassa frequenza può essere rimosso selettivamente con un filtro di parete passa alto.

Anche il livello del filtro di parete può alterare la morfologia dello spettro Doppler in quanto tende ad eliminare una parte del segnale vero. Così, ad esempio, il calcolo della TAV in una curva spettrale registrata con un filtro di parete >300-400 Hz può simulare un incremento artefattuale



**Fig. 5.** WALL THUMP. Il colpo di parete si osserva nel campionamento del tratto ostiale delle arterie renali. L'artefatto è un segnale a bassa frequenza di forte intensità, bidirezionale che si iscrive a ridosso del fronte sistolico ed origina dal movimento della parete dell'aorta.

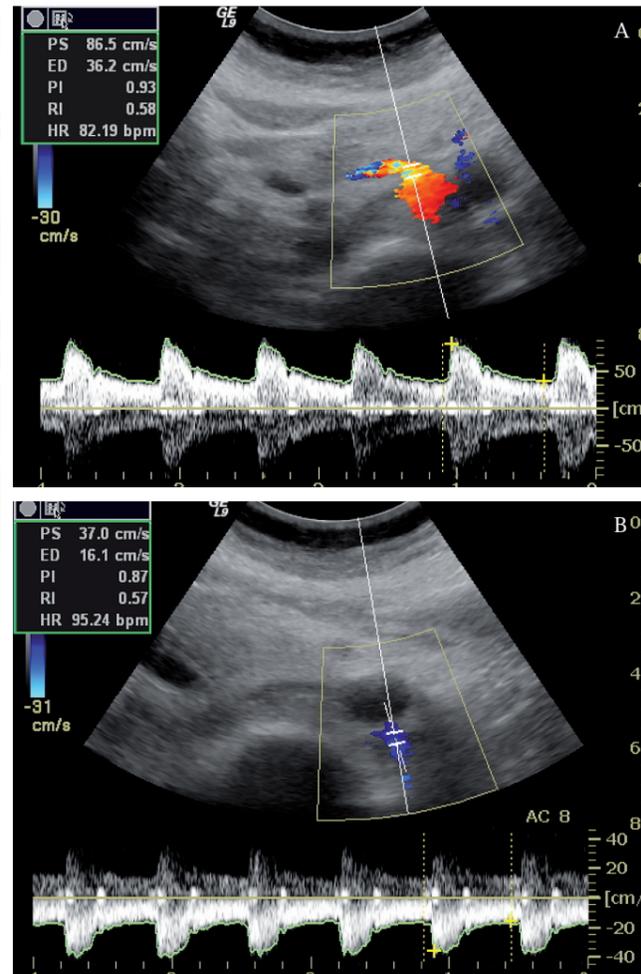
le delle velocità medie. In genere, il livello di filtro passa alto usato nel campionamento delle arterie ha scarso significato, mentre ha una notevole importanza nel campionamento delle vene, poiché in questo caso può causare una perdita significativa di segnale spettrale di bassa frequenza e la sottostima del flusso.

#### DISPERSIONE SPETTRALE ARTEFATTUALE

La dispersione spettrale sisto-diastolica (*spectral broadening*) è un artefatto che si manifesta nei segmenti vascolari stenotici a causa della grande dispersione delle velocità di flusso. Una dispersione spettrale artefattuale può essere anche simulata da un erroneo ed eccessivo guadagno del sistema Doppler o da variazioni della sensibilità della scala dei grigi. Viceversa, un basso *range* dinamico della scala può mascherare la dispersione spettrale ed essere causa di inaccuratezza diagnostica. La dispersione spettrale artefattuale può anche essere causata dall'impostazione di un volume campione eccessivamente ampio o dal posizionamento del volume campione in punti dove le velocità sono più lente per presenza di flussi stazionari.

#### ARTEFATTO SPECCHIO

L'artefatto specchio del segnale spettrale, è uno spettro spurio riproposto in modo speculare sul versante opposto della linea di base (Fig. 6a, b). Le cause di questo artefatto sono svariate, anche se è molto frequente nelle sonde multielemento. La più comune è il basso li-

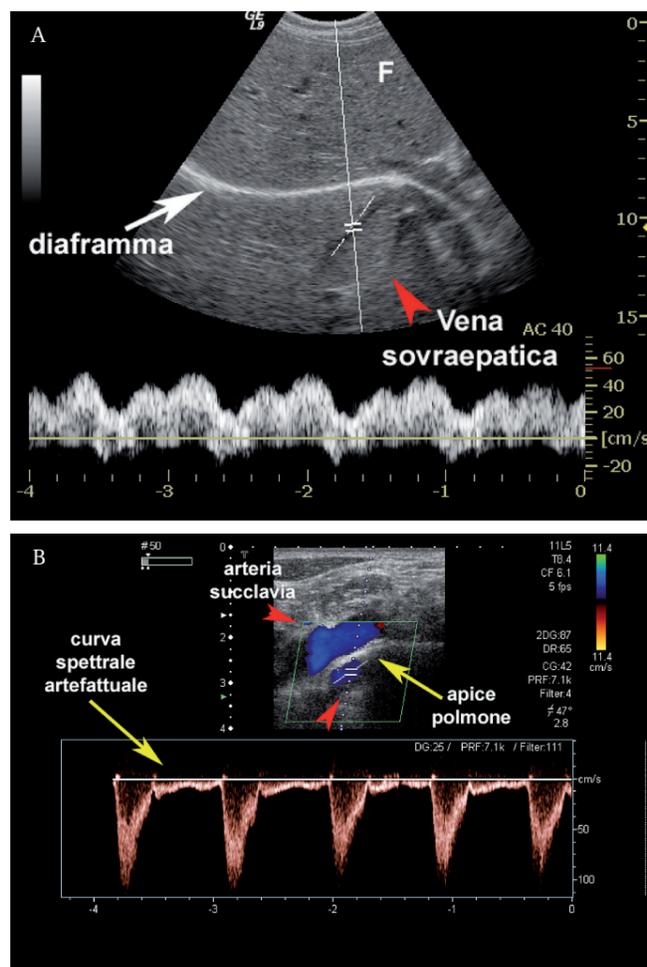


**Fig. 6a, b.** ARTEFATTO SPECCHIO DOPPLER SPETTRALE. L'artefatto specchio è un segnale spurio proposto in modo speculare sul versante opposto della linea 0. Nell'immagine, l'arteria renale destra (A) e sinistra (B) sono state campionate nel tratto paraostiale con un guadagno totale elevato. Il risultato artefattuale è la riproposizione speculare dello spettro sul versante opposto della linea 0. La curva speculare ha minor intensità e scompare rapidamente riducendo l'angolo di insonazione o il *gain* totale.

vello tecnologico del modulo Doppler o un guadagno totale del Doppler molto elevato o un angolo Doppler molto ampio. In quest'ultimo caso l'artefatto può essere causato dal flusso radiale durante l'espansione sistolica del vaso. In altre situazioni l'artefatto specchio può essere causato dalla presenza di collaterali o dalla insonazione simultanea di due vasi in cui lo scorrimento del sangue avviene in direzione opposta. In ogni caso, bisogna riuscire a distinguere l'artefatto specchio da situazioni reali di inversione del flusso per cause fisiologiche o patologiche. Il trucco più semplice per correggere l'artefatto e distinguerlo da situazioni reali di inversione del flusso è quello di variare l'angolo di incidenza e di ridurre il *gain* totale del Doppler.

L'artefatto specchio dello spettro Doppler va differenziato dal segnale fantasma che si genera quando un va-

so, situato a ridosso di un'interfaccia intensamente riflettente (diaframma, pleura, fasce muscolari) viene rappresentato con un'immagine speculare disposta posteriormente all'interfaccia riflettente. In questi casi se il volume campione viene disposto all'interno del vaso fantasma si registra una curva spettrale fantasma che corrisponde all'immagine speculare del vaso reale (Fig 7a, b).



**Fig. 7a, b.** SEGNALE SPETTRALE FANTASMA. Questo artefatto si genera quando un vaso è situato a ridosso di un'interfaccia intensamente riflettente (diaframma, pleura, fasce muscolari). In (A) una scansione sottocostale ascendente crea un artefatto specchio del fegato e delle strutture vascolari epatiche. Il campionamento della vena epatica centrale riproposta per effetto specchio posteriormente al muscolo diaframma registra un venogramma speculare rispetto al vaso normale. In (B) l'artefatto specchio interessa l'arteria ascellare sinistra situata a ridosso della pleura dell'apice polmonare sinistro.

### Artefatti, errori, ambiguità nel campionamento Color Doppler

Il color Doppler può essere considerato, con estrema semplificazione, una forma di imaging bidimensionale

che rappresenta il *Doppler-shift* con una cartografia dinamica a colori. Al pari del B-Mode e del Doppler spettrale, il color-Doppler opera con un'emissione discontinua di US, per cui può mostrare tutti i potenziali artefatti del B-Mode (cono d'ombra, riverberazione, effetto specchio, segnali fantasma da *grating lobe*, ambiguità spaziale) e del Doppler spettrale. Alcuni artefatti (come l'*aliasing*), sono specifici del duplex e del Color Doppler, altri sono esclusivi della modalità color Doppler, come ad esempio il *twinkle artifact*, l'artefatto da pseudoflusso, i *flash artifacts* e l'assenza artefattuale di flusso.

#### ARTEFATTI DA RISOLUZIONE SPAZIALE

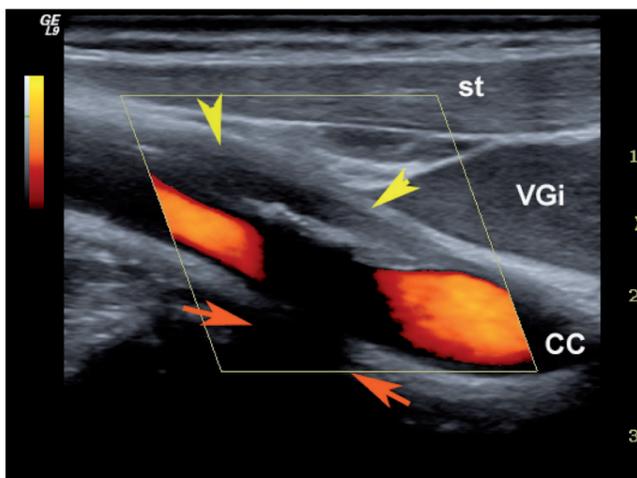
Il color Doppler ha una scarsa capacità di risoluzione spaziale in quanto i pixel usati per codificare il colore sono meno numerosi e più grandi dei pixel in scala di grigio ed, al fine di migliorare la sensibilità, anche la durata degli impulsi Doppler è molto più lunga degli impulsi B-Mode. Combinandosi, questi due fattori possono degradare la risoluzione assiale ed elevazionale e generare artefattualità come la sovrastima sino al 100% del diametro dei piccoli vasi (diametro di 1 millimetro). L'artefatto ha scarsa importanza quando sono insonati vasi di grosso calibro. L'immagine colore pertanto non dovrebbe essere usata per misurare il diametro dei piccoli vasi.

#### ARTEFATTI DA FRAME RATE

Questi artefatti si generano quando il *frame rate* del CD è molto basso. Questo succede in particolare quando i vasi profondi vengono esaminati con un'apertura del box colore molto ampia. In questo caso, se il segmento vascolare campionato è molto lungo, è possibile che da una parte del box venga raccolto un segnale sistolico, mentre nel versante opposto venga raccolto un segnale diastolico. Questo può variare la scala colore ed indurre confusione.

#### ARTEFATTI DELLA MAPPA COLORE

Le placche fibrocalcifiche di parete possono causare una forte attenuazione dell'impulso e del segnale di ritorno, in altri termini possono generare un cono d'ombra ed un'assenza artefattuale di segnale colore sebbene il lume del vaso sia pervio ed il flusso presente. Nella (Fig. 8) una placca mista, fibrocalcifica, della parete vicina del tratto mediocervicale della carotide comune maschera il flusso nel lume vasale. Gli artefatti da attenuazione, come il cono d'ombra, sono artefatti inutili. Spesso creano insicurezza nella valutazione di segmenti vascolari difficili come la biforcazione alta della carotide comune ed il tratto iniziale della carotide interna.



**Fig. 8.** ARTEFATTI DELLA MAPPA COLORE. Una placca fibrocalfica della parete vicina della carotide comune mediocervicale (testa di freccia) crea una mancanza artefattuale di flusso dovuto al cono d'ombra generato dalla placca calcifica (freccie normali). CC = carotide comune; VGi = vena giugulare interna; st = muscolo sternocleidomastoideo.

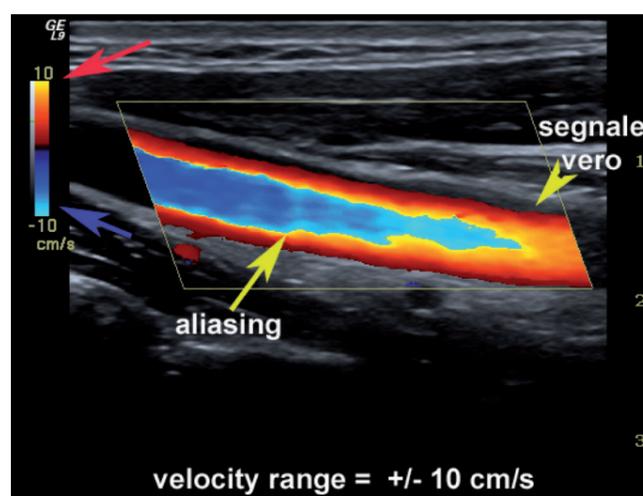
Nei casi dubbi, per definire la natura artefattuale del "cono d'ombra" bisogna ricorrere al campionamento power o al campionamento spettrale. Talora diventa indispensabile sostituire la sonda lineare con una microconvex vascolare o con la convex addominale per insonare correttamente il vaso e registrare sia il segnale colore sia il segnale spettrale.

Nelle sonde lineari dei sistemi Doppler con acquisizione sincrona, per ottenere un angolo di insonazione favorevole fra sonda e cute viene interposto un distanziatore a cuneo. Le interfacce del pane distanziatore possono causare riflessioni multiple e creare artefatti da riverberazione nell'immagine. Nelle sonde lineari dei sistemi Doppler con acquisizione asincrona, viceversa, lo *steering* del fascio incidente esalta il numero e l'intensità dei *grating lobes* e degli artefatti fantasma.

Nella mappa colore si può osservare un artefatto di *ambiguità spaziale* quando un vaso profondo viene campionato con un guadagno ed una PRF elevate. Come nel duplex, l'ambiguità spaziale si manifesta in quanto gli echi più tardivi che originano dal box colore, a causa della PRF troppo elevata, raggiungono il trasduttore dopo l'emissione dell'impulso successivo. Per questo motivo il segnale non viene rappresentato nella posizione reale ma in una posizione falsa, più superficiale, in una regione dove non c'è flusso. In altri termini, l'artefatto da ambiguità spaziale è un artefatto da elevata PRF o eccessiva profondità di campo. Questo artefatto non causa errori da un punto di vista clinico in quanto la forte attenuazione del segnale spurio ne consente il rigetto.

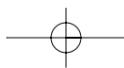
## ALIASING

Come nel Doppler spettrale, l'*aliasing* si realizza a causa dell'emissione pulsata degli US e del campionamento intermittente dei globuli rossi in movimento lungo la linea di scansione. L'*aliasing* si manifesta quando lo shift di frequenza supera il limite di Nyquist ed il fondo scala della velocità (Fig. 9). Il sottocampionamento riproduce uno *shift* di bassa frequenza, controfase, che



**Fig. 9.** ALIASING COLOR DOPPLER. L'*aliasing* si manifesta quando lo shift di frequenza supera il limite di Nyquist ed il fondo scala della velocità. Nella mappa colore, il segnale controfase viene codificato con una progressione inappropriata del colore dal rosso verso il giallo, il blu chiaro ed il blu, oppure come una chiazza di rosso o blu chiaro circondata da un'area molto luminosa di colore contrastato. Nell'immagine riportata, il fondo scala della velocità è  $\pm 10$  cm/s; in altri termini il valore della PRF è troppo basso per i regimi di velocità presenti nel tratto mediocervicale della carotide comune per cui compare *aliasing*.

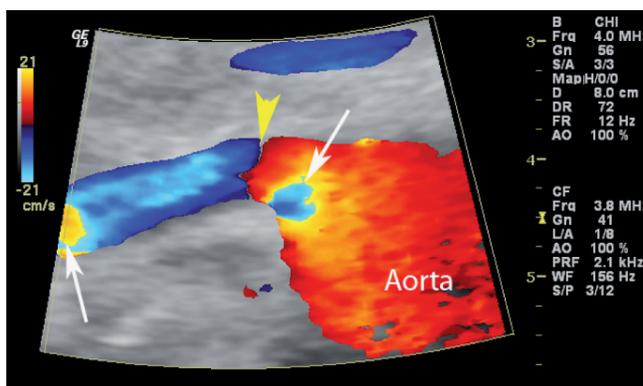
nella mappa colore viene rappresentato come un flusso *reverse*, cioè opposto rispetto alla direzione di scorrimento del sangue. Nella mappa colore, il segnale controfase viene codificato o con una progressione inappropriata del colore dal rosso al giallo verso il blu chiaro ed il blu oppure come una chiazza di rosso o blu chiaro circondata da un'area molto luminosa di colore sovrassaturo (Fig. 10). L'effetto più immediato è quello di un mosaico di colori che contrasta fortemente con i colori che rappresentano il flusso nelle opposte direzioni (Fig. 11a, b). Quando le velocità sono molto elevate, cioè superiori a due volte il limite di Nyquist, il flusso viene rappresentato con un livello di colore cupo, a bassa velocità, nella direzione corretta. Come nel duplex, l'*aliasing* viene rapidamente ridotta aumentando l'angolo Doppler, riducendo la PRF del fascio incidente, ampliando la scala velocitometrica o riducendo la profondità di campo. Queste ultime due regolazioni vengono impostate automaticamente agendo sulla PRF.





### ARTEFATTO DA INCIDENZA MULTIANGOLARE DEL FASCIO US

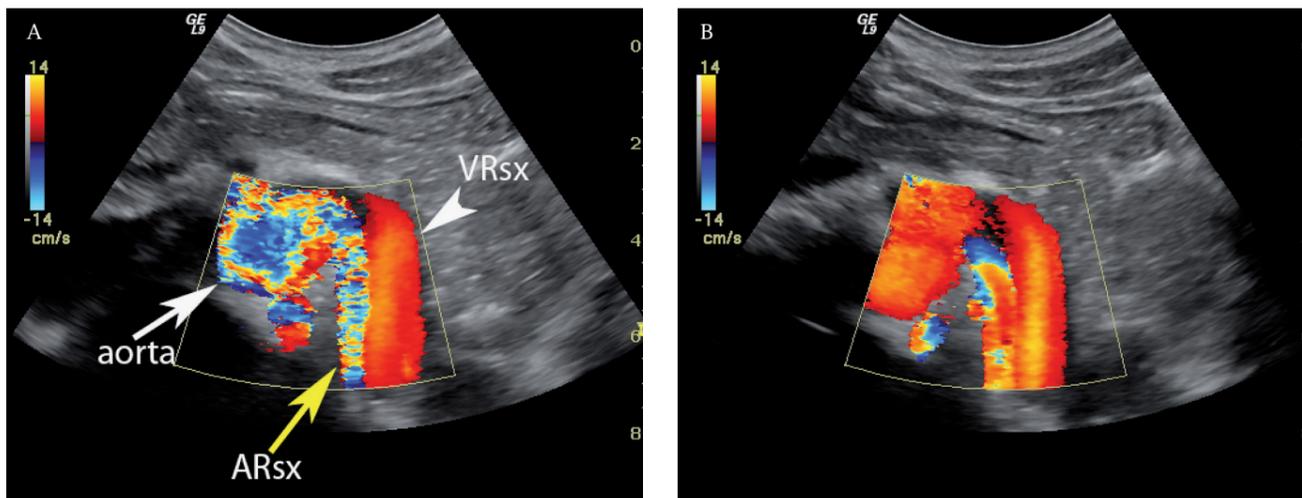
Quando un segmento lineare di un vaso orientato parallelamente rispetto alla superficie della cute viene campionato con un trasduttore settoriale o convess, il vaso viene insonato nei vari tratti con un angolo diverso, cioè prossimo a 90° nella parte centrale del campo di scansio-



**Fig. 10.** ALIASING COLOR DOPPLER. L'immagine disegna a forte ingrandimento (zoom in lettura) l'origine dell'arteria renale destra dall'aorta. Lungo il decorso del vaso si osservano due punti di *aliasing*: una prima chiazza a ridosso dello sperone divisorio di origine dell'arteria (flusso disordinato ostiale) ed una seconda chiazza nel tratto esterno del vaso (freccie bianche sottili). La testa di freccia gialla indica invece il punto in cui, in relazione all'andamento curvilineo del vaso, la sonda convess non raccoglie alcun segnale Doppler poiché l'angolo di incidenza è di 90°. Questo tratto nero, privo di colore, segna il passaggio della mappa dal rosso (avvicinamento del flusso) al blu (allontanamento del flusso).

ne e progressivamente maggiore o minore verso i margini destro e sinistro del trasduttore. La progressione del flusso attraverso il vaso verrà documentata con una mappa colore che varierà progressivamente da destra verso sinistra, dal rosso vivo al rosso cupo, dal blu scuro verso il blu chiaro. Nel punto dove l'incidenza è 90° e il coseno è 0 non si registrerà alcun segnale colore. Lo stesso artefatto si ripete se un vaso con decorso anomalo (*kinking* della carotide comune) viene campionato con una sonda lineare (Fig. 12) o se il vaso viene campionato con una sonda lineare con un angolo di insonazione costante di 90°. In quest'ultimo caso l'attivazione dello *steering* corregge l'artefatto e documenta un colore uniforme lungo l'intero tragitto del vaso. L'imaging in power Doppler, a causa della sua relativa indipendenza dall'angolo di insonazione, non è soggetto a questo artefatto.

Un artefatto da incidenza multiangolare del fascio si può realizzare quando il decorso del vaso non è lineare e l'insonazione avviene con un trasduttore non lineare (Fig. 13). In questo caso a livello della curva si registra una variazione apparente di fase che deve essere attribuita alla diversa incidenza angolare. L'inversione reale del flusso va distinta dall'artefatto da incidenza multiangolare e dall'*aliasing*. Un modo molto semplice per distinguere le tre diverse situazioni è quello di impostare una scala colorimetrica con un valore soglia di velocità molto bassa. Poiché il filtro colore rimuove i segnali Doppler di bassa frequenza, nell'immagine il colore scomparirà dove il flusso è molto lento. Infatti, a diffe-

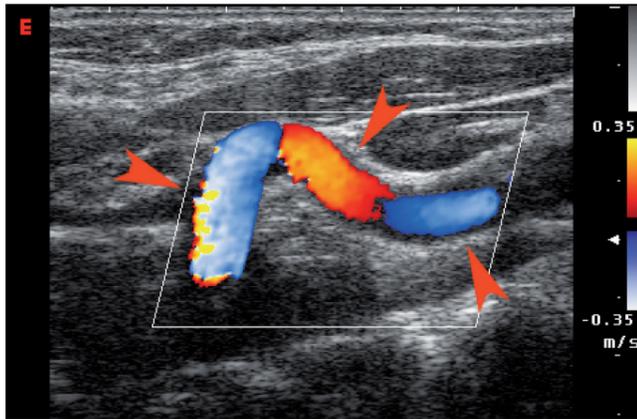


**Fig. 11a, b.** ALIASING COLOR DOPPLER. Come nel duplex, l'*aliasing* viene rapidamente ridotta aumentando l'angolo Doppler, riducendo la PRF del fascio incidente, ampliando la scala velocitometrica o riducendo la profondità di campo. Queste ultime due regolazioni vengono impostate automaticamente agendo sulla PRF. Le immagini (A) e (B), ottenute con una scansione obliqua al confine fra epi e mesogastrio, disegnano il tratto di origine ed il tratto medio distale dell'arteria renale sinistra (ARsx) ed il tratto distale della vena renale sinistra (VRsx), prima dell'impegno nella pinza aortomesenterica. Il valore della PRF in (A) è idoneo per il campionamento dei flussi venosi renali. La mappa colore del vaso venoso è uniforme ed indica un flusso in avvicinamento (diretto verso la vena cava inferiore). La mappa colore dell'aorta e della arteria renale sinistra è un vero e proprio mosaico di colori che indica *aliasing*, cioè un valore inadeguato di PRF. L'aumento del valore della PRF (B) corregge l'*aliasing* in aorta, corregge parzialmente l'*aliasing* in arteria renale, senza bruciare completamente i flussi lenti presenti in vena renale.

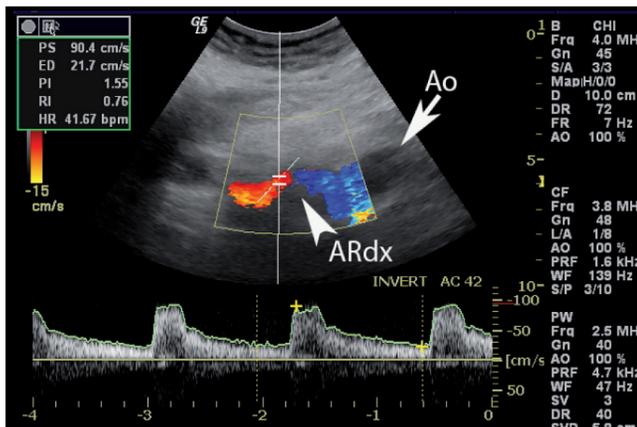




## Artefatti Doppler



**Fig. 12.** ARTEFATTO DA INCIDENZA MULTIANGOLARE DEL FASCIO US. Quando un vaso con un decorso anomalo (ad esempio un *kinking* della carotide comune) viene campionato con una sonda lineare, il vaso insonato con un angolo diverso nei vari tratti mostrerà una mappa colore variabile in funzione sia dell'angolo di incidenza che del decorso del vaso. In ogni punto dove l'angolo di incidenza è  $90^\circ$  non si registrerà alcun segnale colore.



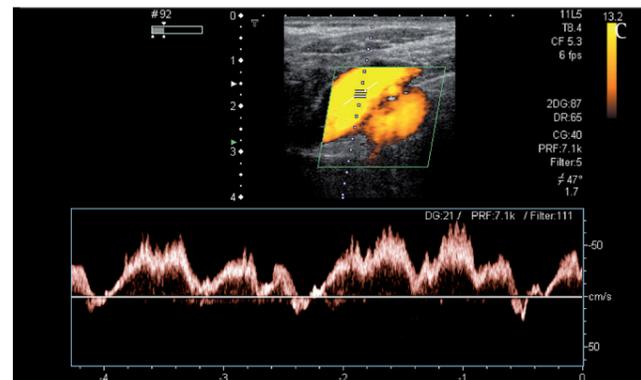
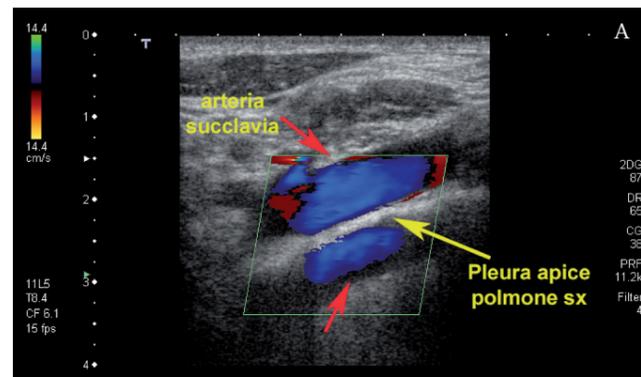
**Fig. 13.** ARTEFATTO DA INCIDENZA MULTIANGOLARE DEL FASCIO US. Un artefatto da incidenza multiangolare del fascio si può realizzare quando il decorso del vaso non è lineare e l'insonazione avviene con un trasduttore non lineare. Nell'immagine l'arteria renale destra viene campionata nel primo tratto con un angolo positivo e rappresentata con il colore rosso che codifica il flusso in avvicinamento. Il terzo medio del vaso invece viene campionato con un angolo  $>90^\circ$  e quindi mostra una direzione antidromica rispetto al tratto ostiale ed il flusso viene codificato in blu, ossia in allontanamento. Ao = aorta; ARdx = arteria renale destra.

renza dell'*aliasing* e dell'artefatto da incidenza multiangolare, il flusso *reverse* si caratterizza per la presenza di una piccola banda nera, priva di segnale, che separa nettamente le aree di diverso colore.

### ARTEFATTO SPECCHIO

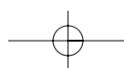
L'artefatto a specchio si genera quando un vaso situato a ridosso di un'interfaccia intensamente riflettente (diaframma, pleura, fasce muscolari) viene rappresentato con un'immagine speculare disposta posteriormente all'interfaccia riflettente. Questo artefatto è anche

conosciuto come artefatto fantasma. L'analisi spettrale del vaso reale e del vaso virtuale è identica e speculare. Questo artefatto si può generare a carico dei vasi succlavi situati a ridosso dell'apice polmonare (Fig. 14a, b, c), raramente a carico della carotide e delle brachiali o dei



**Fig. 14a, b, c.** ARTEFATTO SPECCHIO COLOR DOPPLER. Questo artefatto è anche conosciuto come artefatto fantasma. Si genera comunemente a ridosso di un'interfaccia intensamente riflettente come la pleura o il diaframma. L'immagine riproduce un artefatto specchio color Doppler dell'arteria e della vena succlavia sinistra.

vasi sovraepatici (Fig. 15a, b). L'artefatto a specchio può essere eliminato riducendo singolarmente o in combinazione la potenza, il guadagno del colore o variando l'angolo di insonazione.



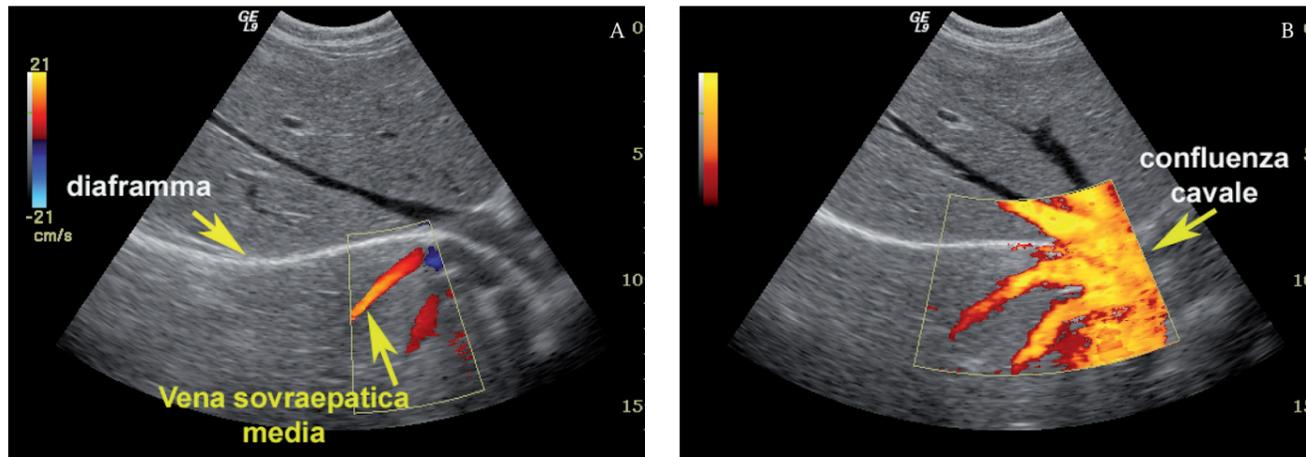


Fig. 15a, b. ARTEFATTO SPECCHIO COLOR DOPPLER. Artefatto specchio della vena sovraepatica media (A) e della confluenza cavale (B). In questo caso la superficie speculare che genera l'artefatto è il diaframma.

#### FLASH ARTIFACT

Questo artefatto si manifesta con un'esplosione improvvisa di colore che ingloba una regione più o meno estesa del campo di scansione (Fig. 16a, b, c, d). La codifica cromatica è assolutamente artefattuale ed è causata dal movimento rapido del trasduttore o dei tessuti

o dal movimento del contenuto intestinale. I movimenti del cuore, la pulsatilità delle arterie in genere, i movimenti respiratori, i movimenti browniani del contenuto intestinale sono responsabili di lievi movimenti delle interfacce riflettenti. Il *flash artifact* viene eliminato aumentando il livello del filtro colore, riducendo la persistenza dell'immagine e l'apertura del box colore.

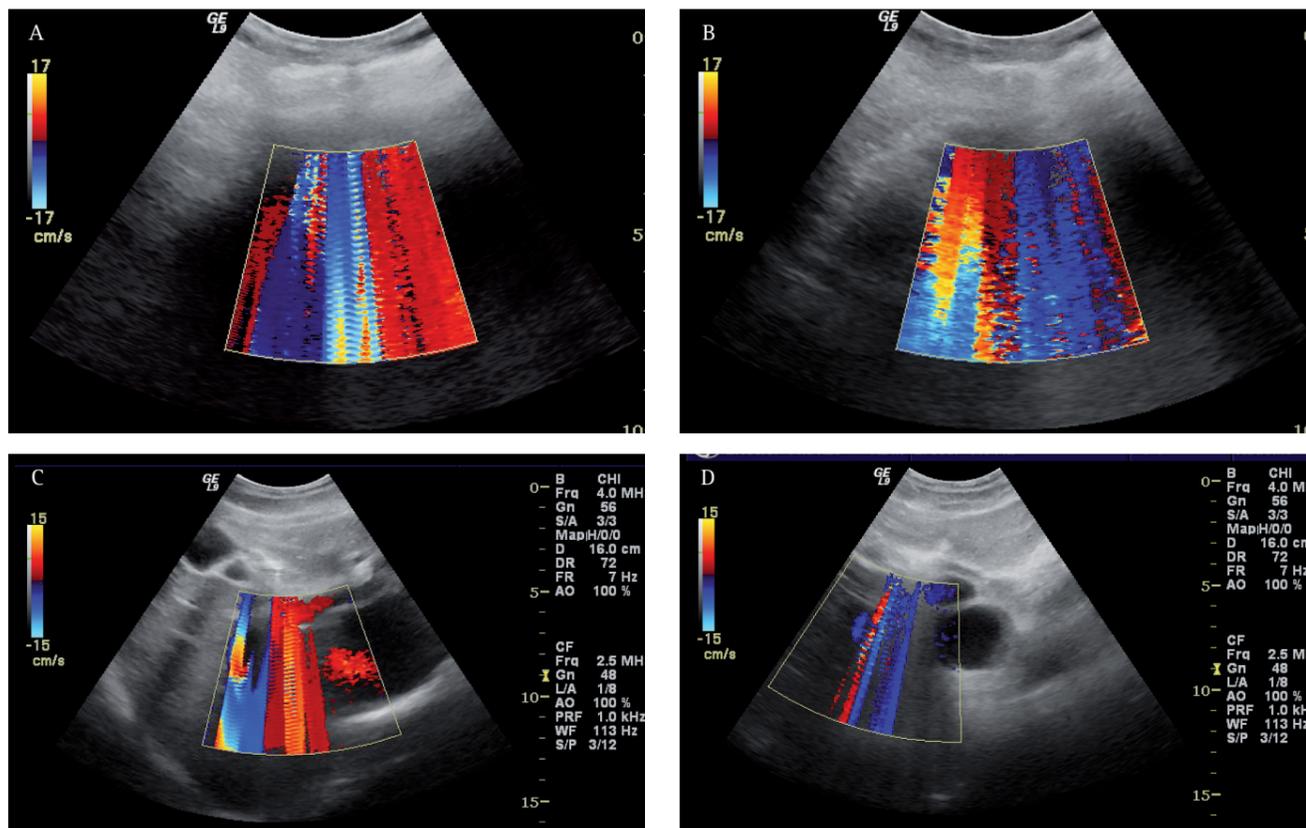
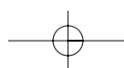
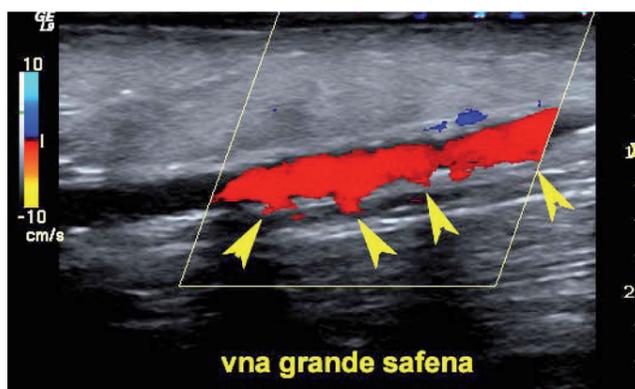


Fig. 16a, b, c, d. FLASH ARTIFACT. Questo artefatto si manifesta con un'esplosione improvvisa di colore che ingloba una regione più o meno estesa del campo di scansione. Può essere generato dal movimento rapido del trasduttore o dei tessuti o dal movimento del contenuto intestinale.



**SBAVATURA DEL COLORE (COLOR BLEED)**

La sbavatura del segnale colore definisce un artefatto che estende la rappresentazione del segnale colore anche ai tessuti adiacenti la parete lontana del vaso campionato. Questo artefatto è legato al rinforzo della parete profonda e può essere facilmente eliminato riducendo la potenza di trasmissione o il rumore colore (Fig. 17).



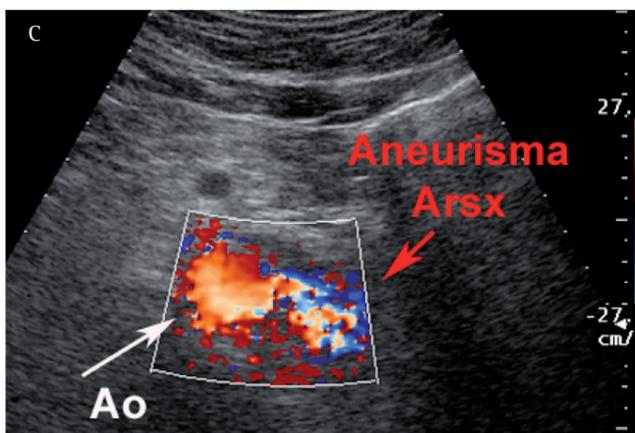
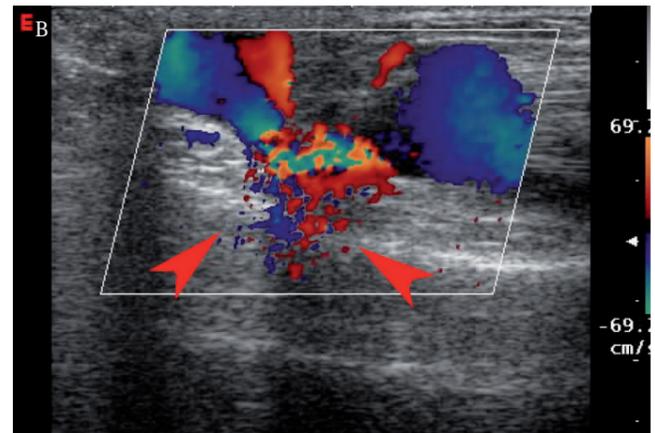
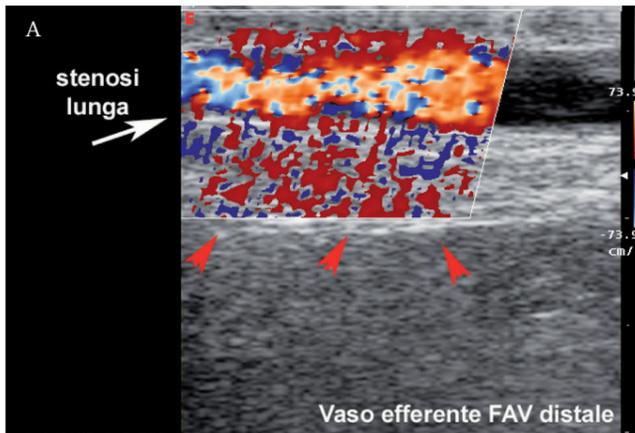
**Fig. 17. SBAVATURA COLORE (COLOR BLEED).** La sbavatura definisce un artefatto caratterizzato dalla estensione del colore ai tessuti adiacenti alla parete lontana del vaso campionato. L'artefatto è legato al rinforzo della parete profonda e può essere facilmente eliminato riducendo la potenza di trasmissione o il rumore.

**DISPERSIONE PERIVASALE DEL SEGNALE COLORE (COLOR BRUIT)**

In caso di stenosi serrata di un vaso superficiale (60-90% del lume) la forte accelerazione sistolica della colonna ematica pone in vibrazione le pareti del vaso e dei tessuti immediatamente adiacenti. L'artefatto che ne origina, assimilabile alla propagazione del soffio sistolico, si traduce in un mosaico di colori che viene rappresentato diffusamente nei tessuti che circondano il tratto stenotico. Questo artefatto è facile da osservare nella valutazione color Doppler di FAV native con stenosi serrata del tratto iniziale del vaso venoso efferente (Fig. 18a, b, c). La dispersione del segnale Doppler nei tessuti circostanti è incentrata nel punto di stenosi per cui questo artefatto può rappresentare un segno utile per identificare l'area di stenosi. Se si riduce il fondo scala verso le basse velocità questo disturbo diventa ancor più evidente.

**RUMORE DI FONDO CODIFICATO CON IL COLORE (COLOR NOISE)**

L'ampiezza del segnale eco viene usata spesso nelle apparecchiature ecografiche per selezionare i segnali da



**Fig. 18a, b, c. COLOR BRUIT.** L'artefatto è la rappresentazione su scala colorimetrica del soffio sistolico da stenosi arteriosa serrata che si propaga nei tessuti perivascolari. L'artefatto consiste nella propagazione intermittente di un mosaico di colori nei tessuti che circondano il tratto vascolare stenotico. In (A) la stenosi interessa un tratto piuttosto lungo del vaso efferente di una FAV distale radiocefalica. La propagazione del "soffio" interessa in questo caso i tessuti superficiali e profondi che circondano il vaso. In (B) la stenosi del vaso efferente della FAV è segmentaria per cui il soffio perivascolare interessa i tessuti che circondano immediatamente il punto di stenosi. In (C) la stenosi interessa il collo di un aneurisma sacciforme del tratto medio dell'arteria renale sinistra. Ao = aorta.

codificare con il codice cromatico. Gli echi di maggior intensità vengono codificati nei pixel in scala di grigio, mentre i segnali più deboli vengono codificati nei pixel colore. Questa è la regola, sempre che l'apparecchiatura non adotti altri criteri di assegnazione del codice cromatico, come ad esempio il Doppler *shift*. Se in queste condizioni il guadagno del color Doppler viene regolato a livelli troppo elevati o il filtro di rigetto del segnale è regolato a livelli troppo bassi, le variazioni *random* di misurazione dell'intensità degli echi possono causare un riempimento artefattuale di strutture prive di segnale. Questo si manifesta più spesso in strutture ipoecogene, come ad esempio raccolte fluide, versamento ascitico o pleurico, vasi con trombosi e colecisti ripiena di bile. In altri termini, il rumore di fondo viene codificato con segnali colore. Questo artefatto può essere differenziato dalla reale presenza di flusso con il campionamento spettrale che documenta l'assenza di segnale ed il rumore di fondo.

#### PSEUDOFUSSO (PSEUDOFLOW ARTIFACT)

Lo pseudoflusso rappresenta un movimento vero di un fluido o di una raccolta di natura diversa dal sangue, come l'urina, il liquido ascitico, il liquido amniotico. Si tratta di un artefatto specifico del color Doppler che risulta particolarmente utile per evidenziare i movimenti di fluido o il ballottamento nella raccolte liquide complesse come gli ematomi o gli ascessi che, per la loro struttura, possono simulare una massa solida. Il "jet fenomeno" o "jet ureterale" è un artefatto di pseudoflusso, facilmente documentabile nel campionamento color Doppler degli sbocchi ureterali in vescica, usa-

to a fini diagnostici per valutare comparativamente la pervietà delle vie urinarie superiori (19a, b).

#### ARTEFATTO DA SCINTILLO (TWINKLE ARTIFACT)

Questo artefatto si osserva posteriormente ad interfacce fortemente riflettenti (Fig. 20) come, ad esempio, i calcoli nelle vie urinarie superiori ed inferiori (Fig. 21a, b), le calcificazioni parenchimali e le calcificazioni delle pareti dei vasi (Fig. 22). Il *twinkling artifact* si manifesta con un mosaico fluttuante di colori simile ad uno scintillio ed è associato ad un segnale spettrale caratteristico con un aspetto di rumore di fondo. La comparsa del *twinkling artifact* è strettamente dipendente dall'impostazione dell'apparecchiatura ed è generata da una banda ristretta di rumore elettronico intrinseco denominato in gergo *phase jitter*. Il *twinkle artifact* è un artefatto utile nella diagnosi della litiasi delle vie urinarie e delle calcificazioni in genere.

#### EDGE ARTIFACT

Questo artefatto si manifesta comunemente a livello di superfici fortemente riflettenti come i calcoli della colecisti (Fig. 23a, b) o l'osso corticale con un segnale colore a mosaico lungo la rima della struttura calcifica. L'artefatto è presente anche al power-Doppler, mentre nel Doppler spettrale è rappresentato da rumore di fondo. L'*edge artifact*, il *twinkle artifact* ed il *flash artifact di origine intestinale* potrebbero anche essere spiegati come artefatti legati a fenomeni di risonanza di strutture calcifiche o gassose che generano un falso movimento rappresentato come segnale colore.

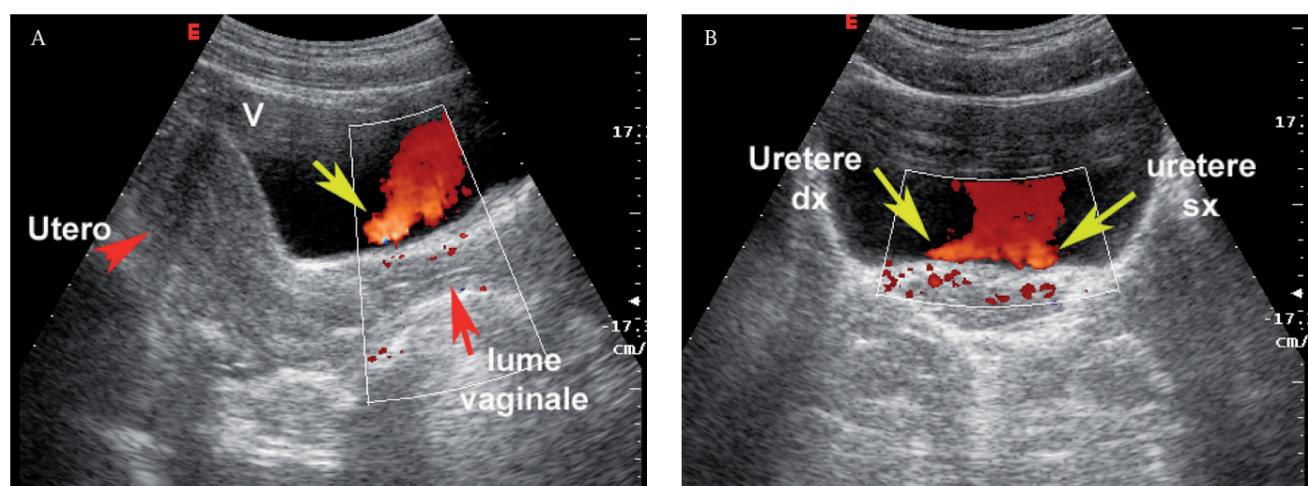
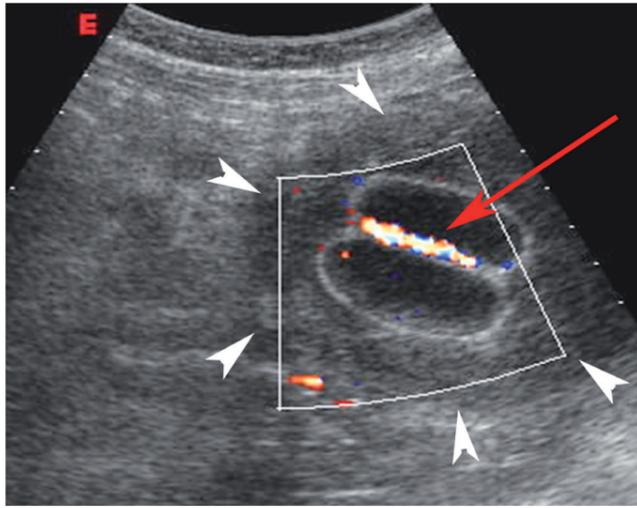
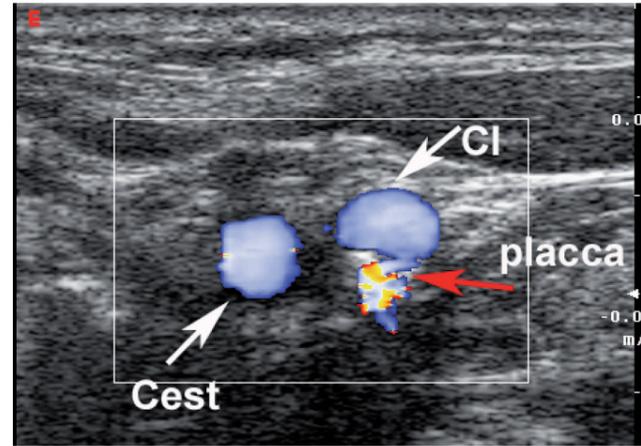


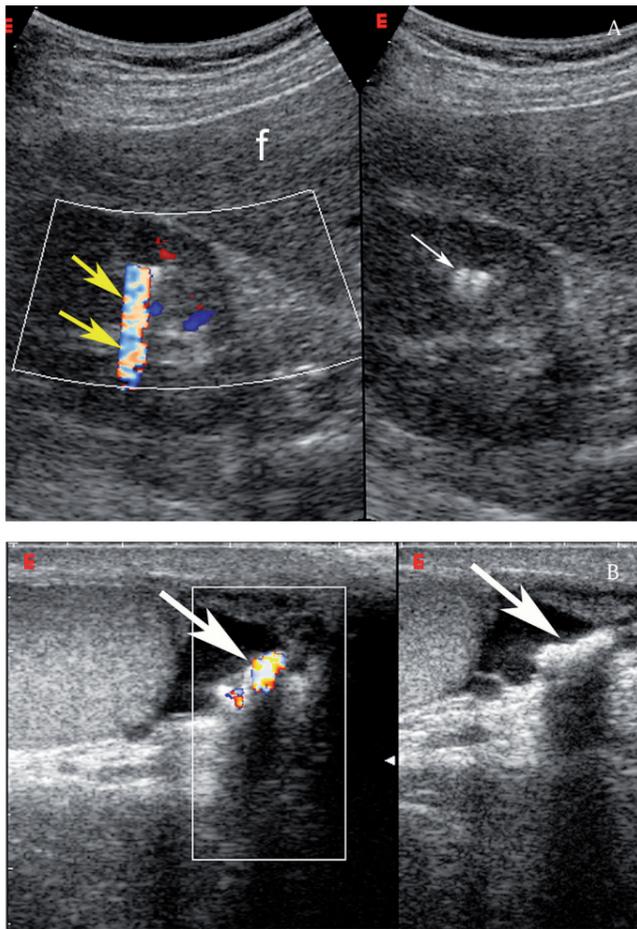
Fig. 19a, b. PSEUDOFUSSO (PSEUDOFLOW ARTIFACT). Il "jet fenomeno" o "jet ureterale" è un artefatto da pseudoflusso facilmente documentabile con il campionamento color Doppler degli sbocchi ureterali in vescica dopo iperidratazione. (A) e (B), sono scansioni trasversali sul fondo vescicale con box colore aperto a livello dell'orifizio ureterale destro (A) e di entrambi (B). Il jet ureterale è un artefatto utile, usato per comparare la pervietà delle vie urinarie (ritmo, numero, durata del jet urinario).



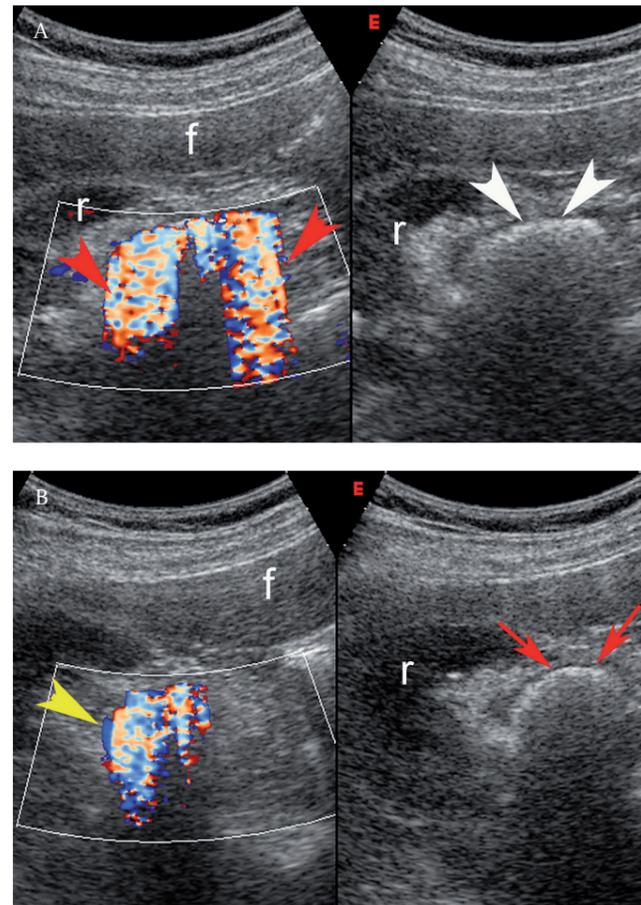
**Fig. 20.** ARTEFATTO DA SCINTILIO (*TWINKLE ARTIFACT*). Questo artefatto si osserva posteriormente ad interfacce fortemente riflettenti e si manifesta con un mosaico fluttuante di colori simile ad uno scintillio. Nell'immagine lo scintillio si realizza sul setto divisorio di un catetere di Foley posizionato in vescica con carcinoma.



**Fig. 22.** ARTEFATTO DA SCINTILIO (*TWINKLE ARTIFACT*). Nell'immagine lo scintillio si realizza posteriormente ad un placca calcifica della parete lontana della carotide interna. CI = carotide interna; Cest = carotide esterna.



**Fig. 21a, b.** ARTEFATTO DA SCINTILIO (*TWINKLE ARTIFACT*). In (A) l'artefatto si realizza posteriormente ad un calcolo caliceale; in (B) posteriormente ad una grossolana calcificazione della porzione caudale dell'epididimo.



**Fig. 23a, b.** *EDGE ARTIFACT* O ARTEFATTO DI MARGINE. Questo artefatto si manifesta comunemente a livello di superfici fortemente riflettenti come i calcoli della colecisti o l'osso corticale con un segnale colore a mosaico lungo la rima della struttura calcifica. Nell'immagine l'artefatto si forma sul margine di un grosso calcolo incarcerato nella pelvi renale. f = fegato; r = rene.

---

## Bibliografia

- Arning C. *Mirror image artifacts of color Doppler images causing misinterpretation in carotid artery stenoses*. *Ultrasound Med*. 1998; 17: 683-6.
- Aytaç SK, Ozcan H. *Effect of color Doppler system on the twinkling sign associated with urinary tract calculi*. *J Clin Ultrasound*. 1999; 27: 433-9.
- Campbell SC, Cullinan JA, Rubens DJ. *Slow flow or no flow? Color and power Doppler US pitfalls in the abdomen and pelvis*. *Radiographics*. 2004; 24: 497-506.
- Gustavson S, Olin JW. *Images in vascular medicine. Mirror image artifact*. *Vasc Med*: 2006; 11: 175-6.
- Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Doppler mapping*. In: *Ultrasound physics and instrumentation*. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE (Eds). 4<sup>th</sup> Edition Elsevier- Mosby St Louis, 2005; Chap. 16. pp 238- 258
- Kamaya A, Tuthill T, Rubin JM. *Twinkling artifact on color Doppler sonography: dependence on machine parameters and underlying cause*. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 215-222.
- Keogh CF, Cooperberg PL. *Is it real or it is an artifact?* *Ultrasound Q* 2001; 17: 201-217.
- Kremkau FW. *Principles and instrumentation*. In Merritt CRB, Ed: *Doppler color imaging*, New York, 1992, Churchill Livingstone.
- Kremkau FW. *Principles and pitfalls of real-time color-flow imaging*. In: *Vascular diagnosis*. Bernstein EF, 4<sup>th</sup> Ed. St Louis, 1993, Mosby-Year Book.
- Lee JY, Kim SH, Cho JY, Han D. *Color and power Doppler twinkling artifacts from urinary stones. Clinical observations and phantom studies*. *Am J Roentgenol* 2001; 176: 1441-1445.
- Mitchell DG. *Color Doppler imaging: principles, limitations and artifacts*. *Radiology* 1990; 177: 1-10.
- Pozniak MA, Zagzebski JA, Scanlan KA. *Spectral and color Doppler artifacts*. *Radiographics* 1992; 12: 35-44.
- Rubens DJ, Bhatt S, Nedelka S, Cullinan J. *Doppler artifacts and pitfalls*. *Radiol Clin North Am*. 2006; 44: 805-35.