# INDICE

Glossario, xi

Unità di misura, xiii

Equazioni chiave, xiv

Misure ecocardiografiche chiave per la pratica clinica, xv

**1** Principi di acquisizione ecocardiografica di immagini e di analisi Doppler, 1

**2** Anatomia normale e pattern di flusso in ecocardiografia transtoracica, 34

**3** Ecocardiografia transesofagea, 70

**4** Applicazioni ecocardiografiche specializzate, 100

**5** Indicazioni cliniche e assicurazione della qualità, 125

**6** Funzione sistolica ventricolare, 150

**7** Riempimento e funzione diastolica ventricolare, 186

**8** Coronaropatie, 217

**9** Cardiomiopatie, cardiopatia ipertensiva e cuore polmonare, 250

**10** Malattie del pericardio, 287

**11** Stenosi valvolari, 308

**12** Rigurgiti valvolari, 345

**13** Valvole protesiche, 392

**14** Endocardite, 424

**15** Masse cardiache e potenziali fonti cardiache di embolismo, 446

**16** Patologie delle grandi arterie, 474

**17** L'adulto con cardiopatia congenita, 502

**18** Ecocardiografia interventistica e intraoperatoria, 537

**Appendice A** Valori normali dei parametri ecocardiografici, 574

**Appendice B** Tabelle sull'evidenza, 583

**Supplementi online**

Per i video, è disponibile l'accesso al sito dedicato. Basta inquadrare il QR code all'interno del risguardo con il vostro smart-phone o tablet e inserire il codice indicato per visualizzare i contenuti.

# 1 Principi di acquisizione ecocardiografica di immagini e di analisi Doppler


ULTRASUONI
INTERAZIONE TRA ULTRASUONI E TESSUTI
- Riflessione
- Dispersione
- Rifrazione
- Attenuazione

TRASDUTTORI
- Cristalli piezoelettrici
- Tipologie di trasduttori
- Forma del raggio e fuoco
- Risoluzione

MODALITÀ DI IMAGING ECOGRAFICO
- M-mode
- Ecocardiografia bidimensionale
  - *Produzione dell'immagine*
  - *Regolazioni strumentali*
  - *Artefatti*
- Ecocardiografia tridimensionale
- Misurazioni dell'imaging ecocardiografico

ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER
- Dati sulla velocità del Doppler
  - *Equazione Doppler*
  - *Analisi spettrale*
  - *Doppler continuo*
  - *Ultrasuoni a Doppler pulsato*
  - *Setting della velocità Doppler*
  - *Artefatti dei valori di velocità Doppler*
- Imaging di flusso con color-Doppler
  - *Principi*
  - *Opzioni strumentali di controllo del color-Doppler*
  - *Artefatti dell'imaging del color-Doppler*
- Doppler tissutale

EFFETTI BIOLOGICI E SICUREZZA
- Effetti biologici
- Sicurezza

L'ESAME ECOCARDIOGRAFICO
LETTURE CONSIGLIATE


La comprensione dei principi fondamentali dell'ultrasonografia a immagini e dell'ecocardiografia Doppler è essenziale sia nell'acquisizione dei dati sia nella produzione del referto. Anche se a volte le moderne strumentazioni permettono l'acquisizione di immagini così chiare e dettagliate che sembra quasi di poter "vedere" direttamente il cuore e il flusso ematico, in realtà ciò che si sta osservando sono, nella maggior parte dei casi, immagini e flussi di dati generati attraverso complessi algoritmi analitici degli ultrasuoni riflessi dal corpo del paziente.

La conoscenza dei punti di forza e, fatto ancora più importante, delle limitazioni di questa tecnica è fondamentale per una diagnosi clinica e una gestione corretta del paziente. Da un lato l'ecocardiografia entra nel processo decisionale fornendo un alto livello di accuratezza in numerosi setting clinici. D'altro canto, se un artefatto viene confuso con una anomalia anatomica, il paziente può correre il rischio d'essere sottoposto a ulteriori procedure diagnostiche e terapeutiche costose e potenzialmente dannose.

In questo capitolo sarà presentato un breve (e necessariamente semplificato) excursus dei principi base dell'imaging ultrasonografico cardiaco. Si rimanda il lettore alle "Letture consigliate" poste al termine del capitolo per ulteriori informazioni sulla materia in esame. Poiché i dettagli del processo di acquisizione ed elaborazione delle immagini, le informazioni sui possibili artefatti e la fisica del Doppler assumono maggior significato agli occhi di un operatore esperto, è auspicabile che i lettori rileggano questo capitolo dopo aver studiato altre parti di questo testo e dopo aver effettuato praticamente alcuni esami ecocardiografici.

## ULTRASUONI

Le onde sonore sono vibrazioni meccaniche che inducono compressione e dilatazione dei mezzi fisici che attraversano (Fig. 1-1). Come le altre onde, le onde sonore sono descritte in termini di (Tab. 1-1):

- Frequenza: cicli al secondo, o hertz (Hz)
- Velocità di propagazione
- Lunghezza d'onda in millimetri (mm)
- Ampiezza: decibel (dB)

La *frequenza (f)* è il numero di onde sonore in un intervallo di 1 secondo. L'unità di misura è l'hertz, abbreviato Hz, che misura semplicemente i cicli al secondo. Una frequenza di 1000 cicli/s è 1 kilohertz (kHz) e quella di 1 milione di cicli/s è 1 megahertz (MHz).

Gli esseri umani possono udire onde con frequenza compresa tra 20 Hz e 20 kHz; frequenze superiori a questo range sono chiamate *ultrasuoni*. Gli ultrasuoni impiegati nella diagnostica medica utilizzano abitualmente frequenze comprese tra 1 e 20 MHz ($10^6$ Hz).

La velocità di un suono attraverso il corpo umano, chiamata *velocità di propagazione* (*c*), è differente da tessuto a tessuto. Ad esempio, la velocità di propagazione nell'osso è assai maggiore (circa 3000 m/s) che nel polmone (circa 700 m/s). In ogni caso, la velocità di propagazione nei tessuti molli – ivi inclusi il cuore, le valvole, i vasi sanguigni e il sangue – è relativamente uniforme ed è di circa 1540 m/s.

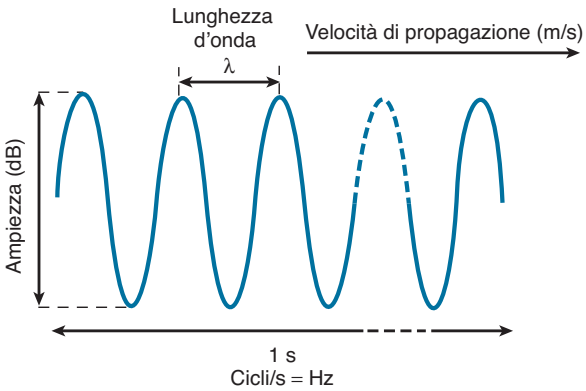


**Figura 1-1 Diagramma schematico di un'onda ultrasonora.**

La lunghezza d'onda è importante sotto il profilo diagnostico per almeno due ragioni:

- La risoluzione delle immagini non può essere maggiore di 1 o 2 lunghezze d'onda (tipicamente 1 mm)

## ECO MAT: lunghezza d'onda

La *lunghezza d'onda* (λ) è la distanza tra i punti apicali di un ultrasuono. La velocità di propagazione (*c* in m/s) fratto la frequenza (*f* in Hz):

$$\lambda = c/f \qquad \text{(Eq. 1-1)}$$

Dato che la velocità di propagazione nel cuore è costante (1540 m/s), la lunghezza d'onda per ogni frequenza di trasduzione può essere calcolata come segue (Fig. 1-2):

$$\lambda\ (\text{mm}) = [1540\ \text{m/s}/f\ (\text{Hz})]/1000\ \text{mm}$$

oppure:

$$\lambda\ (\text{mm}) = 1{,}54/f$$

Ad esempio la lunghezza d'onda emessa da un trasduttore a 5 MHz può essere calcolata come:

$$\lambda = 1540\ \text{m/s}/5.000.000\ \text{cicli/s} = 0{,}000308\ \text{m} = 0{,}308\ \text{mm}$$

**TABELLA 1-1 Onde ultrasonore**

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Frequenza (*f*) | Numero di cicli al secondo di un'onda ultrasonora: *f* = cicli/s = Hz | Le frequenze dei trasduttori sono misurate in MHz (1.000.000 cicli/s)<br>Le frequenze dei segnali Doppler sono misurate in kHz (1000 cicli/s) | Trasduttori con differenti frequenze vengono utilizzati per specifiche applicazioni cliniche, perché la frequenza concorre a determinare la penetrazione, la risoluzione dell'immagine e il segnale Doppler |
| Velocità di propagazione (*c*) | Velocità a cui un'onda ultrasonora viaggia attraverso il tessuto | La velocità media di un'onda ultrasonora in un tessuto molle è di circa 1540 m/s | La velocità di propagazione è similare in diversi tessuti molli (sangue, miocardio, fegato, adipe) ma è molto inferiore nel polmone e molto superiore nell'osso |
| Lunghezza d'onda (λ) | Distanza tra due onde ultrasonore: λ = *c*/*f* = 1,54/*f* (MHz) | La lunghezza d'onda è più corta con un trasduttore ad alte frequenze e più lunga con uno a basse frequenze | La risoluzione di immagine è maggiore (circa 1 mm) per lunghezze d'onda più brevi (alte frequenze)<br>La profondità di penetrazione nei tessuti è maggiore con lunghezze d'onda più lunghe (basse frequenze) |
| Ampiezza (dB) | Altezza degli ultrasuoni o "rumorosità", misurata in decibel (dB) | Per i dB si usa una scala logaritmica. Sulla scala dB, 80 dB rappresentano un fattore 10.000 e 40 dB un fattore 100 di aumento dell'ampiezza | Un range di ampiezze molto ampio può essere visualizzato meglio utilizzando una scala di grigi sia per l'imaging sia per il Doppler spettrale |

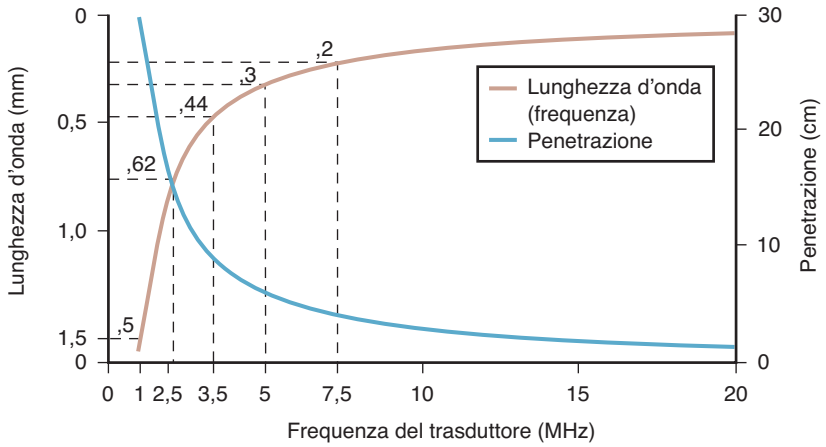


**Figura 1-2 Frequenza del trasduttore in rapporto alla lunghezza d'onda e alla penetrazione degli ultrasuoni nei tessuti molli.** La scala della lunghezza d'onda è stata invertita, in modo da evidenziare l'aumento della risoluzione contestuale all'aumento della frequenza e alla riduzione della capacità di penetrazione. Sono evidenziate le lunghezze d'onda specifiche dei trasduttori a 1, 2,5, 3,5, 5 e 7,5 MHz.

- La profondità di campo dell'onda sonora nel corpo è direttamente correlata alla lunghezza d'onda; onde di lunghezza più breve penetrano meno rispetto a quelle con lunghezza d'onda maggiore

Vi è quindi un ovvio e necessario bilanciamento tra risoluzione ottenibile (lunghezza d'onda minore o frequenza maggiore) e profondità di campo (lunghezza d'onda maggiore o minore frequenza).

La pressione acustica, o ampiezza, di un'onda sonora indica l'energia del segnale. La potenza è la quantità di energia per unità di tempo. L'intensità (I) è proporzionale al quadrato dell'ampiezza (A):

$$\text{Intensità (I)} = \text{Potenza (A)}^2 \qquad \text{(Eq. 1-2)}$$

Questa relazione mostra che se l'ampiezza degli ultrasuoni è duplicata, l'intensità sarà quadruplicata. Anziché utilizzare una misura diretta della pressione esercitata, l'ampiezza degli ultrasuoni è descritta relativamente a un valore di riferimento usando la scala decibel. I decibel (dB) sono familiari a tutti poiché sono lo standard per la definizione della rumorosità di un suono.

### ECO MAT: decibel

I decibel sono unità logaritmiche basate sul rapporto di un'ampiezza misurata ($A_2$) su un'ampiezza di riferimento ($A_1$) nella maniera qui riportata:

$$\text{dB} = 20 \log(A_2/A_1) \qquad \text{(Eq. 1-3)}$$

Quindi, in un rapporto di 1000 a 1:

$$20 \times \log(1000) = 20 \times 3 = 60 \text{ dB}$$

un rapporto di 100 a 1 sarà:

$$20 \times \log(100) = 20 \times 2 = 40 \text{ dB}$$

e un rapporto di 2 a 1 sarà:

$$20 \times \log(2) = 20 \times 0{,}3 = 6 \text{ dB}$$

Una semplice regola dice che se un cambiamento di 6 dB rappresenta il raddoppio o il dimezzamento dell'ampiezza del segnale, un cambio di 40 dB rappresenta una differenza di ampiezza di 100 volte (Fig. 1-3).

Se l'intensità sonora è utilizzata al posto dell'ampiezza, la costante 10 sostituisce il 20 nell'equazione, cosicché un cambio di 3 dB rappresenta un raddoppio e un cambio di 20 dB un cambio di fattore 100 in ampiezza. Entrambi questi rapporti in decibel sono utilizzati per valutare l'attenuazione di ultrasuoni emessi o ricevuti. I vantaggi dell'utilizzo dei decibel consistono nel fatto che valori molto grandi possono essere espressi in numeri piccoli e quindi segnali di bassa ampiezza (deboli) possono essere visualizzati accanto a segnali con ampiezza molto grande (forti). In un'immagine ecocardiografica l'ampiezza varia in genere tra 1 e 120 dB. La scala dei decibel è il formato standard sia per le immagini ecocardiografiche sia per lo spettro del Doppler, anche se sono talvolta disponibili, in alternativa, altre scale di ampiezza.

## INTERAZIONE TRA ULTRASUONI E TESSUTI

La propagazione degli ultrasuoni nel corpo genera immagini ultrasonografiche e dati Doppler che sono determinati da una proprietà fisica dei tessuti chiamata *impedenza acustica* (Tab. 1-2). L'impedenza acustica ($Z$) dipende dalla densità dei tessuti ($\rho$) e dalla velocità di propagazione in quel determinato tessuto ($c$):

$$Z = \rho c \qquad \text{(Eq. 1-4)}$$

Nonostante la velocità di propagazione differisca da tessuto a tessuto, la densità è il primo determinante dell'impedenza acustica degli ultrasuoni. Il parenchima polmonare ha una densità molto bassa se comparata al tessuto osseo, che d'altro canto ha un'elevata densità. I tessuti molli come sangue e muscolo miocardico hanno tra loro differenze di densità molto minori e quindi una minima differenza d'impedenza acustica. L'impedenza acustica determina la trasmissione degli ultrasuoni attraverso un tessuto; *differenze* d'impedenza acustica comportano la riflessione degli ultrasuoni ai "margini" del tessuto.

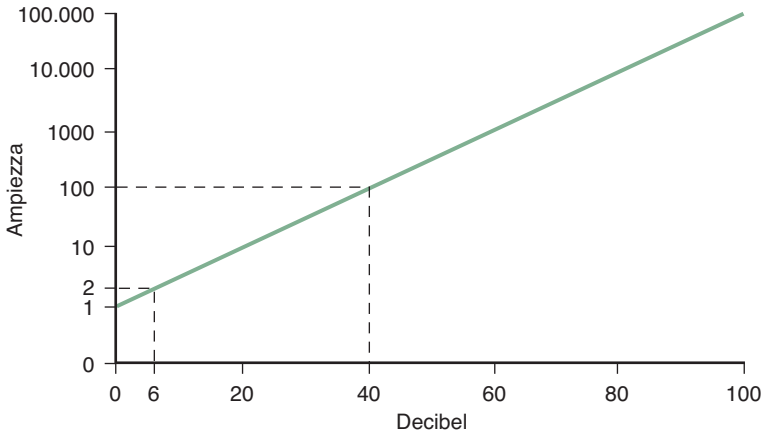


**Figura 1-3 Grafico della scala decibel.** La relazione logaritmica tra la scala decibel (*asse orizzontale*) e il rapporto dell'ampiezza (*asse verticale*). Un raddoppio o dimezzamento del rapporto dell'ampiezza corrisponde a un cambiamento di 6 dB e una variazione con fattore 100 corrisponde a un cambiamento di 20 dB.

**TABELLA 1-2 Interazione tra ultrasuoni e tessuti**

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Impedenza acustica ($Z$) | Una caratteristica di ogni tessuto definita dalla densità del tessuto ($\rho$) e dalla velocità di propagazione ($c$) come: $Z = \rho \times c$ | Il polmone ha una bassa densità e una lenta velocità di propagazione mentre l'osso ha un'alta densità e un'alta velocità di propagazione<br>I tessuti molli hanno tra loro differenze di densità e di impedenza acustica minori | Gli ultrasuoni sono riflessi dai confini tra tessuti con impedenze acustiche differenti (ad esempio, sangue e miocardio) |
| Riflessione | Il ritorno di un segnale ultrasonoro al trasduttore dal margine di un tessuto molle | La riflessione è utilizzata per generare immagini cardiache bidimensionali | La riflessione è maggiore quando il fascio di ultrasuoni è perpendicolare all'interfaccia del tessuto |
| Dispersione | Irraggiamento dell'ultrasuono in direzioni multiple dovuto a piccole strutture come le emazie | Il cambio di frequenza del segnale diffuso dalle emazie in movimento è alla base del segnale Doppler | L'ampiezza del segnale diffuso è tra 100 e 1000 volte inferiore a quello di un segnale riflesso |
| Rifrazione | Deflessione dell'onda ultrasonora da un percorso rettilineo dovuta a differenze di impedenza acustica | La rifrazione è utilizzata in fase di progettazione dei trasduttori per permettere una focalizzazione del fascio di ultrasuoni | La rifrazione nei tessuti comporta artefatti di duplicazione di immagine |
| Attenuazione | Perdita di forza del segnale dovuta all'assorbimento dell'energia degli ultrasuoni da parte dei tessuti | L'attenuazione è frequenza-dipendente con maggiore attenuazione (minore penetrazione) per maggiori frequenze | L'esplorazione di finestre apicali o in pazienti di costituzione robusta sottoposti a indagini transtoraciche richiede l'uso di un trasduttore a minore frequenza |
| Risoluzione | La più piccola distanza possibile tra due superfici riflettenti speculari in una immagine ultrasonora | La risoluzione ha tre dimensioni; lungo la lunghezza del fascio (assiale), laterale attraverso l'immagine (azimutale) e sul piano elevazionale | La risoluzione assiale è la più precisa (fino a 1 mm). È quindi opportuno effettuare le misurazioni sulla lunghezza del fascio ultrasonoro |

L'interazione degli ultrasuoni con gli organi e i tessuti può essere descritta come segue (Fig. 1-4):

- Riflessione
- Dispersione
- Rifrazione
- Attenuazione

## Riflessione

La base dell'imaging ultrasonografico è la *riflessione* delle onde sonore dalle strutture interne del corpo. Gli ultrasuoni sono riflessi all'interfaccia dei tessuti e organi e la quantità di ultrasuoni riflessi dipende da:

- La differenza d'impedenza acustica tra i due tessuti
- L'angolo di riflessione

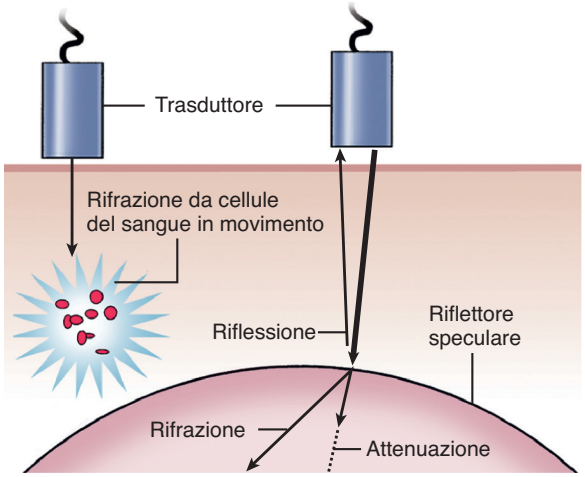


**Figura 1-4 Diagramma dell'interazione tra ultrasuoni e tessuti.** L'analisi Doppler è basata sullo scattering del segnale in tutte le direzioni dalle cellule del flusso ematico in movimento e sul conseguente cambiamento della frequenza del fascio di ultrasuoni di ritorno al trasduttore. L'imaging 2D è basato sulla riflessione degli ultrasuoni dalle interfacce tra tessuti (riflettori speculari). L'attenuazione limita la profondità di penetrazione degli ultrasuoni. La rifrazione, un cambio direzionale dell'onda ultrasonora, comporta la creazione di artefatti.

L'interfaccia dei tessuti molli con dimensione laterale maggiore della lunghezza d'onda del fascio ultrasonoro agisce come uno specchio. La quantità di ultrasuoni riflessi è costante per ogni interfaccia, anche se la quantità di ritorno ricevuta dalla sonda varia in base all'angolo (come un'immagine riflessa appunto in uno specchio). Un "ritorno" ottimale di ultrasuoni si verifica per un angolo di riflessione perpendicolare (90°). Ricordare questo fatto è fondamentale per l'ottenimento di immagini ultrasonografiche in diagnostica. Questo fenomeno è altresì responsabile del deterioramento di un'immagine ottimale bi- (2D) o tri- (3D) dimensionale, quando la sonda riceve una quantità troppo esigua di ultrasuoni a causa di un allineamento non ottimale (in parallelo) tra il fascio di ultrasuoni e l'interfaccia del tessuto analizzato.

## Dispersione

La *dispersione* del segnale ultrasonografico avviene al posto della riflessione quando il fascio di ultrasuoni incontra strutture assai piccole, come ad esempio le emazie sospese nel sangue. Questo perché il raggio della cellula (circa 4 µm) è minore della lunghezza d'onda del fascio di ultrasuoni stesso.

A differenza dell'onda riflessa, l'energia ultrasonora dispersa si propaga in tutte le direzioni. Solo una piccola quantità del segnale di dispersione raggiunge il trasduttore e l'ampiezza del segnale disperso è da 100 a 1000 volte (40-60 dB) inferiore all'ampiezza del segnale di ritorno da un riflettore speculare. La dispersione dell'ultrasuono dovuta al movimento delle cellule del sangue è la base dell'ecocardiografia Doppler.

L'*entità* della dispersione dipende da:

- La dimensione delle particelle (globuli rossi)
- Il numero delle particelle (ematocrito)
- La frequenza del trasduttore a ultrasuoni
- La comprimibilità delle cellule del sangue e del plasma

Sebbene studi sperimentali mostrino differenze di back-scattering (retrodiffusione) in funzione delle variazioni dell'ematocrito, nella pratica le variazioni nel range clinico hanno un effetto limitato sul segnale Doppler. Analogamente, la dimensione e la comprimibilità dei globuli rossi e delle cellule del plasma non hanno un impatto rilevante in un range ridotto. Alla luce di ciò è chiaro che il principale fattore di dispersione è la frequenza del trasduttore.

La dispersione si verifica anche all'interno dei tessuti come il miocardio, per le interferenze da segnali riflessi da tessuti con superfici di contatto inferiori alla lunghezza d'onda degli ultrasuoni. La dispersione tissutale determina un pattern *punteggiato*; il movimento dei tessuti può essere misurato con il monitoraggio dello spostamento di tali punti da un fotogramma all'altro, come discusso nel Capitolo 4.

## Rifrazione

Le onde ultrasonore possono essere *rifratte* – deviate da un percorso rettilineo – quando attraversano un mezzo con una diversa impedenza acustica. La rifrazione di un fascio di ultrasuoni è analoga a quella delle onde luminose che passano attraverso una lente di vetro curva (ad esempio degli occhiali da vista). La rifrazione consente una migliore qualità dell'immagine utilizzando "lenti" acustiche per focalizzare il fascio di ultrasuoni. Tuttavia, la rifrazione si verifica anche in modi imprevisti durante la formazione di immagini, comportando la creazione di artefatti, in particolare l'effetto a "doppia immagine".

## Attenuazione

L'attenuazione è la perdita della forza di segnale dovuta all'interazione degli ultrasuoni con la materia. Nel momento in cui gli ultrasuoni entrano all'interno del corpo, la forza del segnale si *attenua* progressivamente sia per la trasformazione di energia in calore che per meccanismi di riflessione e dispersione. Il grado di attenuazione è correlato a diversi fattori, quali:

- Il coefficiente di attenuazione del tessuto
- La frequenza del trasduttore
- La distanza dal trasduttore
- L'intensità degli ultrasuoni (o potenza)

Il coefficiente di attenuazione ($\alpha$) per ogni tessuto è correlato alla diminuzione di intensità ultrasonora (misurata in dB) da un punto uno ($I_1$) al secondo punto ($I_2$) separati da una distanza (l) come descritto dall'equazione:

$$I_2 = I_1 e - 2^{\alpha l} \quad \text{(Eq. 1-5)}$$

Il coefficiente di attenuazione per l'aria è molto alto (circa 1000×) rispetto ai tessuti molli. Ne deriva che l'interposizione di aria tra il trasduttore e il cuore provoca un'enorme attenuazione del segnale. Questo può essere evitato negli esami transtoracici utilizzando un gel idrosolubile per formare una superficie di contatto priva di aria tra il trasduttore e la pelle; nell'esame transesofageo (TEE), l'attenuazione è evitata mantenendo uno stretto contatto tra il trasduttore e la parete esofagea. Un attento posizionamento del paziente e l'uso di "finestre" acustiche, che consentono l'accesso del fascio di ultrasuoni alle strutture cardiache senza l'interposizione di tessuto polmonare, permettono generalmente di evitare l'aria dei polmoni. Altre raccolte d'aria intratoraciche (ad esempio pneumomediastino, aria residua dopo chirurgia cardiaca), possono impedire la penetrazione tissutale degli ultrasuoni per l'attenuazione, comportando così immagini di qualità non ottimale.

La potenza di uscita del trasduttore è direttamente correlata al grado complessivo di attenuazione. Tuttavia, un aumento della potenza di uscita causa effetti biologici termici e meccanici, come discusso nel paragrafo "Effetti biologici e sicurezza", alle pagine successive.

L'attenuazione complessiva dipende dalla frequenza: le frequenze più basse penetrano più in profondità nel corpo rispetto a quelle più alte. La profondità di penetrazione per un imaging adeguato tende a essere limitata a circa 200 lunghezze d'onda. Questo si traduce approssimativamente in una profondità di penetrazione di 30 cm per un trasduttore di 1 MHz, 6 cm per un trasduttore di 5 MHz e 1,5 cm per un trasduttore di 20 MHz, sebbene immagini diagnostiche a profondità superiori a questi limiti teorici possano essere ottenute con strumenti all'avanguardia. L'attenuazione e la risoluzione impongono quindi la necessità di utilizzare trasduttori con particolari frequenze a seconda del setting clinico. Ad esempio, la visualizzazione delle strutture distali dalla finestra apicale in un paziente adulto spesso richiede un trasduttore a bassa frequenza. Durante una TEE, le medesime strutture possono essere visualizzate (a una risoluzione migliore) con un trasduttore ad alta frequenza. Gli effetti dell'attenuazione possono essere ridotti utilizzando diverse impostazioni di gain per ogni profondità, per mezzo di un controllo chiamato time-gain compensation.

## TRASDUTTORI

### Cristalli piezoelettrici

Le sonde ecografiche utilizzano cristalli piezoelettrici sia per generare sia per registrare gli ultrasuoni (Fig. 1-5). Un cristallo piezoelettrico è un materiale (ad esempio, quarzo o una ceramica titanata) con la proprietà di allineare le proprie particelle polarizzate perpendicolarmente alla superficie del cristallo quando viene applicata una corrente elettrica, provocando

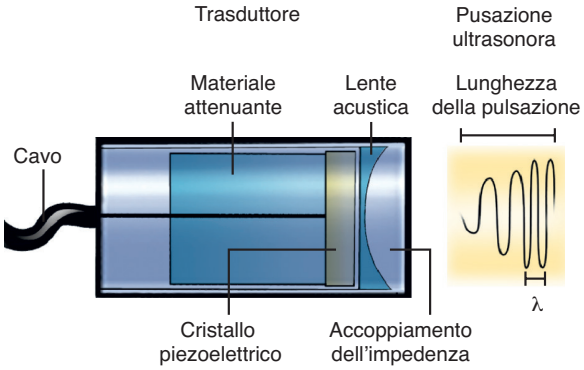


**Figura 1-5 Diagramma schematico di trasduttore a ultrasuoni.** Il cristallo piezoelettrico produce e riceve segnali ultrasonori e gli input e output vengono trasmessi alla strumentazione via cavo. Il materiale di attenuazione (*damping material*) permette di ottenere una lunghezza d'onda breve (risoluzione aumentata). La forma del cristallo piezoelettrico, una lente acustica o la messa a fuoco elettronica (con un trasduttore a fase alternata) permettono di modificare la forma del raggio. Il materiale di cui è composta la superficie del trasduttore permette l'accoppiamento impedenzometrico con la cute. La durata della pulsazione ultrasonora per l'imaging 2D è breve (1-6 ms), tipicamente il doppio di una lunghezza d'onda (λ). Il "ring-down" – la riduzione di frequenza e ampiezza del polso – dipende dall'attenuazione e determina l'ampiezza e la frequenza del segnale nello spettro della banda (il range di frequenze nel segnale).

l'espansione delle dimensioni del cristallo stesso. Se al cristallo si applica corrente elettrica alternata, esso entra in un ciclo di espansione-compressione generando ultrasuoni. La frequenza alla quale il trasduttore emette ultrasuoni dipende dal tipo e dallo spessore del cristallo piezoelettrico.

Al contrario, quando un ultrasuono colpisce un cristallo piezoelettrico si genera una corrente elettrica e ciò spiega come il cristallo possa essere utilizzato sia come generatore sia come ricevitore di ultrasuoni. Sostanzialmente il trasduttore emette brevi fasci di ultrasuoni a emissione pulsata, rimanendo in attesa del segnale di ritorno riflesso dalle superfici intracardiache tra un'emissione e l'altra. Questo ciclo è ripetuto in tempi e zone diverse per poter così elaborare l'immagine ultrasonografica. Il processo è basato sull'*intervallo* che trascorre tra l'emissione e la ricezione di un determinato fascio di ultrasuoni. Strutture più profonde comporteranno tempi di percorrenza maggiori di quelli di strutture più superficiali e l'esatta profondità potrà essere calcolata conoscendo la velocità degli ultrasuoni nel sangue e l'intervallo temporale trascorso tra l'emissione e la ricezione del segnale riflesso.

La durata dell'emissione del fascio di ultrasuoni, o pulsazione, è solitamente molto breve, tra 1 e 6 μs, perché un tempo di emissione del segnale breve comporta una migliore risoluzione assiale (oltre che una maggiore lunghezza del raggio). La durata della pulsazione è altresì determinata dalla frequenza, perché è necessario meno tempo per compiere il medesimo numero di cicli ad alte piuttosto che a basse frequenze. Il numero di pulsazioni al secondo è chiamato *frequenza di ripetizione della pulsazione* (PRF). Il tempo totale tra una pulsazione

e l'altra è chiamato *durata del ciclo*, con una percentuale della durata del ciclo necessaria alla trasmissione dell'ultrasuono che prende il nome di *duty factor*. L'imaging a ultrasuoni ha un duty factor di circa l'1%, quello del Doppler pulsato è 5%, quello del Doppler continuo (CW Doppler) è del 100%. Il duty factor è essenziale per il calcolo dell'esposizione totale del paziente.

La variabilità di frequenze comprese in una pulsazione è descritta come *larghezza di banda* della frequenza. Una banda maggiore permette una migliore risoluzione assiale grazie alla capacità del sistema di produrre pulsazioni focalizzate. La banda di un trasduttore influenza anche il range di frequenze che possono essere analizzate da un sistema a larghezza di banda maggiore, il che garantisce una migliore risoluzione delle strutture più lontane dal trasduttore. La frequenza dichiarata di un trasduttore rappresenta la frequenza media della pulsazione.

## Tipologie di trasduttori

La tipologia di trasduttori più semplice è basata su un singolo cristallo piezoelettrico (Tab. 1-3). L'alternanza di periodi di trasmissione e ricezione consente misure ripetute su una singola linea, con l'unica limitazione alla frequenza delle misurazioni data dal tempo necessario al fascio di ultrasuoni per raggiungere il bersaglio ed esserne riflesso. Un esempio dell'utilizzo del trasduttore per una semplice trasmissione e ricezione su una linea singola sono A-mode (ampiezza su profondità) o M-mode (profondità su tempo), quando si ricerca una maggior frequenza delle misurazioni.

La costruzione di immagini più complesse richiede un insieme di cristalli composti specificamente per fornire un dataset di segnali 2D tomografici o 3D volumetrici. Ogni elemento del trasduttore può essere controllato elettronicamente sia per dirigere il fascio di ultrasuoni attraverso una determinata zona, sia per mettere a fuoco i segnali emessi e ricevuti. L'imaging ecocardiografico utilizza un formato denominato *scanning sector* con il fascio di ultrasuoni originante da un singolo punto (l'estremità a punta del settore) che determina un'immagine a forma di ventaglio. Questo formato è ottimale per le applicazioni cardiologiche perché permette l'utilizzo di un'alta velocità di formazione delle immagini (o frame rate) per la visualizzazione dei movimenti cardiaci e l'utilizzo di un trasduttore di piccole dimensioni adatto alle piccole finestre acustiche usate in ecocardiografia. I trasduttori 3D saranno discussi nel Capitolo 4.

La maggior parte dei trasduttori fornisce simultaneamente immagini e analisi Doppler, ad esempio 2D imaging e sovrapposizioni color-Doppler. Dati doppler quantitativi sono raccolti con l'immagine "bloccata" o con immagini aggiornate in maniera intermittente per permettere l'utilizzo dei cristalli per l'ottimizzazione del segnale Doppler. Anche se segnali Doppler a onda continua (CW Doppler) possono essere ottenuti con un utilizzo combinato di due elementi del trasduttore, l'utilizzo di un trasduttore dedicato con 2 cristalli separati (uno che emette continuamente, l'altro che riceve continuamente) è raccomandato quando è richiesta una misura precisa di alte velocità. La configurazione finale del trasduttore dipende quindi dalla sua frequenza (i trasduttori con alte frequenze sono più piccoli), dalla precisione del fascio, nonché dalla destinazione di utilizzo, ad esempio l'ecografia transtoracica piuttosto che transesofagea.

## Forma del raggio e fuoco

Un raggio di ultrasuoni non a fuoco ha la forma del raggio di luce di una torcia, con un fascio tubulare per una breve distanza che si sfrangia in un ampio cono di luce (Fig. 1-6). Anche con gli attuali trasduttori focalizzati, i fasci di ultrasuoni hanno una forma tridimensionale che inficia la precisione delle misurazioni e contribuisce a creare artefatti. La forma e la focalizzazione del raggio dipendono da diversi fattori, ivi inclusi:

- La frequenza del trasduttore
- La distanza dal trasduttore
- La forma e la dimensione dell'apertura
- La focalizzazione del raggio

Questi due ultimi punti possono essere modificati durante la progettazione del trasduttore, ma gli effetti della frequenza e della profondità sono determinati dalla fisica degli ultrasuoni. Per un raggio non a fuoco il segmento iniziale del raggio è cilindrico (near field $F_n$) con una lunghezza dipendente dal diametro D della superficie del trasduttore e dalla lunghezza d'onda ($\lambda$):

$$F_n \; D^2/4\lambda \qquad \text{(Eq. 1-6)}$$

Per un trasduttore da 3,5 MHz con un'apertura del diametro di 5 mm questa corrisponde a una lunghezza di 1,4 cm. Oltre questa lunghezza il fascio di ultrasuoni diverge nei piani profondi (far field), con un angolo di divergenza $\theta$ determinato come:

$$\text{sen}\theta = 1{,}22\lambda/D \qquad \text{(Eq. 1-7)}$$

Quest'equazione indica un angolo di divergenza di 6° oltre i piani superficiali (near field) che determina un allargamento del fascio di ultrasuoni di circa 4,4 cm a una profondità di 20 cm per un trasduttore da 3,5 MHz. Con un'apertura dal diametro di 10 mm, $F_n$ corrisponderebbe a 5,7 cm e la larghezza del fascio a 20 cm sarebbe di circa 2,5 cm (Fig. 1-7).

La forma e la profondità del fuoco (nel punto più sottile) del raggio primario possono essere modificate aggiungendo lenti acustiche o dando alla superficie del cristallo piezoelettrico una forma concava. Questo consente l'emissione di un fascio con caratteristiche ottimali alla profondità alla quale si trovano la maggior parte delle strutture cardiache, anche se continua a esserci

**TABELLA 1-3 Trasduttori a ultrasuoni**

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Tipo | Caratteristiche e configurazioni dei trasduttori<br>La maggior parte dei trasduttori hanno serie di cristalli piezoelettrici posizionati ad alternanza di fase | TTE (adulti e pediatrico)<br>Doppler continuo non-imaging<br>Ecocardiografia 3D<br>TEE (ecocardiografia transesofagea)<br>Intracardiaco | Ogni tipo di trasduttore è ottimizzato per uno specifico setting clinico<br>Può essere necessario utilizzare più di un trasduttore nel corso di un esame completo |
| Frequenza di trasmissione | La frequenza centrale emessa dal trasduttore | La frequenza dei trasduttori varia tra 2,5 MHz per TTE a 20 MHz per l'imaging intravascolare | Un trasduttore a frequenza maggiore permette maggior risoluzione a scapito della capacità di penetrazione<br>I segnali Doppler sono migliori a frequenze più basse di quelle utilizzate per l'imaging |
| Potenza | La quantità di energia emessa sotto forma di ultrasuoni dal trasduttore | Un aumento della potenza trasmessa comporta un aumento dell'ampiezza del segnale riflesso | Un'eccessiva potenza può comportare effetti biologici misurabili con indici meccanici e termici |
| Larghezza di banda | Il range delle frequenze nella pulsazione ultrasonora | La larghezza di banda è determinata dal design del trasduttore | Una maggiore larghezza di banda permette di avere una migliore risoluzione assiale per le strutture lontane dal trasduttore |
| Lunghezza della pulsazione (o burst) | La lunghezza del segnale ultrasonoro trasmesso | Un segnale ad alte frequenze può essere trasmesso in una pulsazione (o burst) più breve se comparato a quello di frequenze più basse | Una minore lunghezza del burst migliora la risoluzione assiale |
| Frequenza di ripetizione della pulsazione (PRF) | Il numero di cicli trasmissione-ricezione per secondo | La PRF si riduce all'aumentare della profondità del Doppler (o dell'imaging) perché aumenta il tempo necessario al segnale per coprire la distanza trasduttore-struttura in esame all'andata e al ritorno | La frequenza di ripetizione della pulsazione influisce sulla risoluzione dell'immagine e sul frame rate (particolarmente per il color-Doppler) |
| Duty factor | La percentuale di tempo nel quale gli ultrasuoni sono effettivamente trasmessi | Varia tra circa l'1% per l'imaging, il 5% per il Doppler pulsato e il 100% per il Doppler continuo | Un duty factor maggiore significa maggiore esposizione dei tessuti agli ultrasuoni |
| Profondità di fuoco | La forma e il fuoco del raggio sono utilizzati per ottimizzare la risoluzione garantita a una specifica distanza dal trasduttore | Le strutture più vicine al trasduttore sono meglio visualizzate con una breve profondità di fuoco, strutture più lontane con una maggiore | La lunghezza e la dimensione della zona di fuoco di un trasduttore sono primariamente determinate dal design del trasduttore stesso, ma sono regolabili durante l'esame |
| Apertura | La superficie del trasduttore sulla quale gli ultrasuoni vengono emessi e ricevuti | Un piccolo trasduttore Doppler continuo permette ottimi posizionamento e angolazione del fascio di ultrasuoni | Un'apertura maggiore permette di ottenere un fascio più concentrato<br>Un'apertura minore permette una migliore angolazione del trasduttore durante un esame TTE |

divergenza del raggio oltre alla zona a fuoco. Alcuni trasduttori permettono la modifica della zona a fuoco durante l'esecuzione dell'esame. Nonostante lo spostamento del fuoco, le dimensioni laterali e di elevazione del fascio di ultrasuoni generato da ogni trasduttore dipendono sempre dall'apertura del trasduttore stesso, dalla frequenza e dalla messa a fuoco. La geometria del fascio per i trasduttori elettronicamente controllati (phased-array) dipende anche dalle dimensioni e dalla posizione dei cristalli piezoelettrici nella sonda.

Oltre al fascio di ultrasuoni principale, la dispersione dell'energia degli ultrasuoni lateralmente ai trasduttori a singolo cristallo comporta la formazione di *lobi laterali* a un angolo $\theta$ dal fascio centrale dove $\text{sen}\theta = m\lambda/D$ e $m$

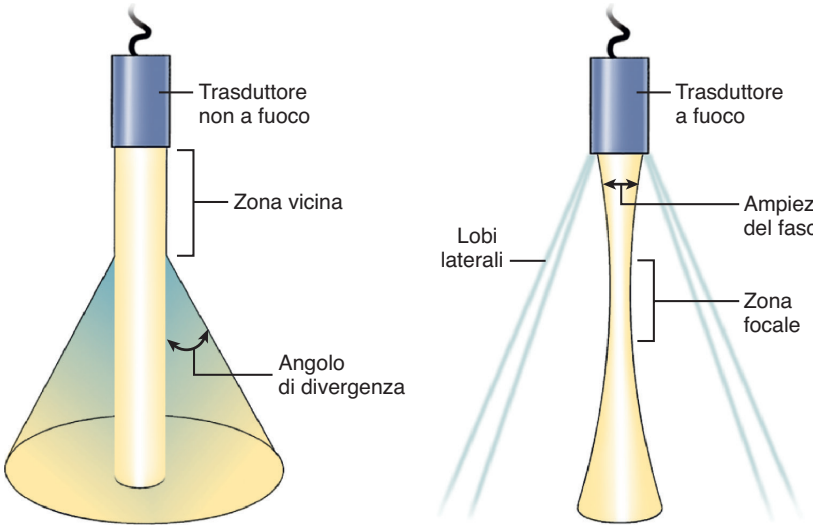


**Figura 1-6 Diagramma schematico della geometria del fascio di ultrasuoni per un trasduttore non a fuoco (*a sinistra*) e a fuoco (*a destra*).** La lunghezza nel campo prossimale e l'angolo di divergenza nel campo distale dipendono dalla frequenza e dall'apertura del trasduttore. La zona centrale di un trasduttore a fuoco può essere regolata, ma l'ampiezza del fascio resta comunque dipendente dalla profondità. I lobi laterali (*grating-lobes* con trasduttori a fase alternata) compaiono sia con trasduttori a fuoco che non a fuoco e, come il fascio centrale, sono tridimensionali.

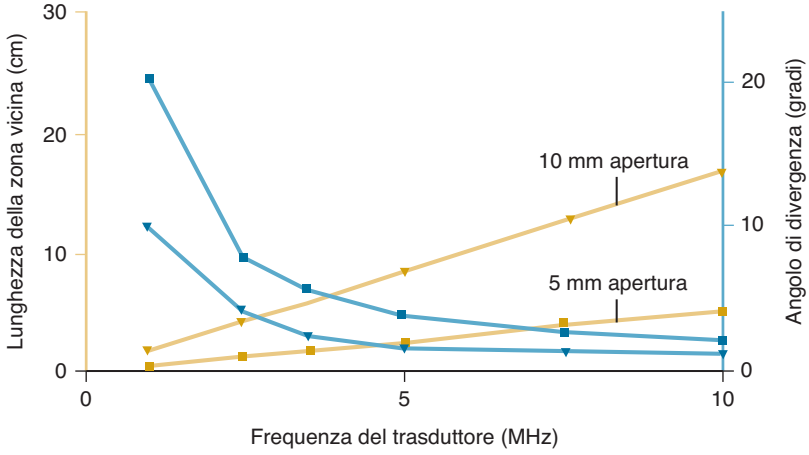


**Figura 1-7 La frequenza del trasduttore in relazione alla zona più vicina e all'angolo di divergenza.** La frequenza del trasduttore è evidenziata sull'asse orizzontale. La lunghezza della zona più vicina è evidenziata in giallo e l'angolo di divergenza in blu per aperture del trasduttore non a fuoco a 5 mm (*quadrati*) e 10 mm (*triangoli*). Per generare le curve sono state utilizzate le Equazioni 1-6 e 1-7 .

è un integrale che descrive lobi successivi (ad esempio 1, 2, 3 e così via) (Fig. 1-8). Segnali riflessi o retro-dispersi da questi lobi vengono captati dal trasduttore creando artefatti d'immagine o flusso. Con i trasduttori a controllo elettronico (*phased-array*) come risultato di interferenze costruttive dei fronti d'onda ultrasonora si generano fasci accessori con un angolo ancor maggiore di quello del fascio primario, chiamati *grating lobes*. Sia le lobulazioni laterali che i *grating lobes* influenzano la risoluzione laterale ed elevazionale del trasduttore.

## Risoluzione

La risoluzione dell'immagine è specifica per ognuno dei 3 assi (Fig. 1-9):

- *Risoluzione assiale* lungo la lunghezza del fascio di ultrasuoni
- *Risoluzione laterale* nell'immagine 2D
- *Risoluzione elevazionale* o spessore della sezione tomografica

Tra queste la risoluzione assiale è la più precisa e quindi le misurazioni quantitative sono più attendibili utilizzando dati derivati da un allineamento perpendicolare tra il fascio di ultrasuoni e la struttura in esame. La risoluzione assiale dipende dalla frequenza del trasduttore, dalla larghezza della banda e dalla lunghezza della pulsazione, ma è indipendente dalla profondità (Tab. 1-4). La determinazione della minore distanza possibile tra due superfici riflettenti speculari con gli ultrasuoni è complessa, ma è in genere approssimabile al doppio della lunghezza d'onda; trasduttori con alte frequenze (cioè lunghezze d'onda minori) hanno una maggiore risoluzione assiale. Ad esempio con un trasduttore a 3,5 MHz la risoluzione assiale sarà circa 1 mm rispetto agli 0,5 mm di un trasduttore a 7,5 MHz. Una maggiore larghezza di banda è anch'essa in grado di migliorare la risoluzione garantendo una minore durata della pulsazione, che permette di evitare la sovrapposizione di fasci di ultrasuoni riflessi da superfici riflettenti adiacenti.

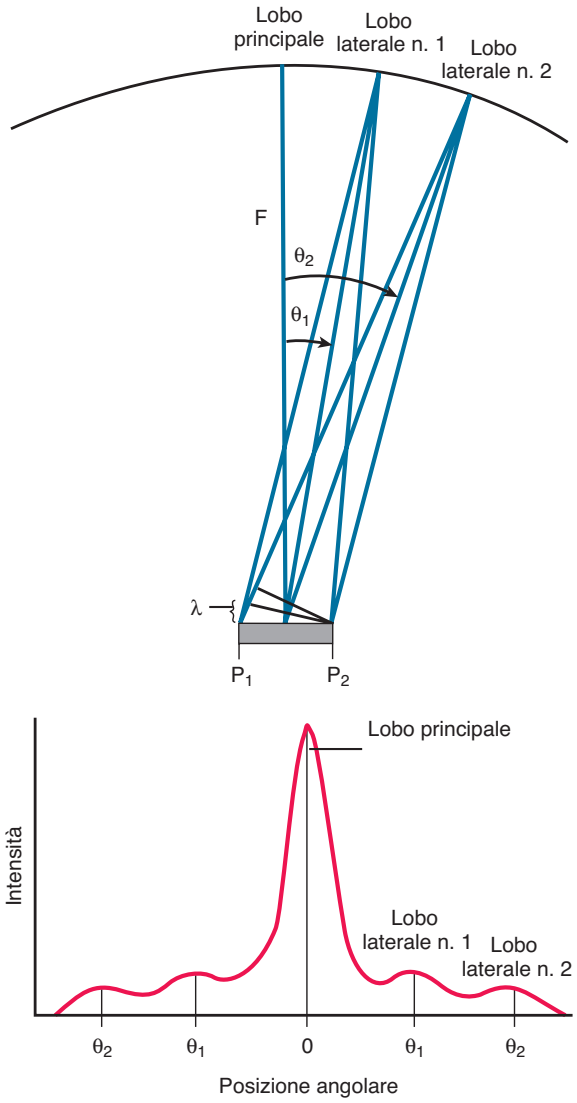


**Figura 1-8 Lobi laterali del fascio del trasduttore.** *Superiore*: questo diagramma mostra che i lobi laterali si generano dove la distanza percorsa dagli ultrasuoni da ogni estremità del cristallo differisce esattamente di 1 lunghezza d'onda. La distanza tra il margine sinistro del cristallo ($P_1$) e la posizione del lobo laterale 1 è esattamente di 1 lunghezza d'onda (λ) più lunga della distanza tra l'estremità del cristallo ($P_2$) e la posizione del lobo 1. *Inferiore*: l'intensità del fascio lungo un percorso arcuato alla lunghezza focale F. *(Da: Geiser EA: Echocardiography: physics and instrumentation. In Skorton DJ, Schelbert AR, et al, editors: Marcus Cardiac Imaging, ed 2, Philadelphia, 1996, Saunders, p 280. Used with permission.)*

**TABELLA 1-4 Determinanti della risoluzione dell'imaging ecografico**

| |
|---|
| **Risoluzione assiale** |
| Frequenza del trasduttore |
| Ampiezza di banda del trasduttore |
| Durata della pulsazione |
| **Risoluzione laterale** |
| Frequenza del trasduttore |
| Ampiezza del fascio (focusing) a ogni profondità* |
| Apertura (ampiezza) del trasduttore |
| Ampiezza di banda |
| Livelli dei lobi laterali e del grating (grata) |
| **Risoluzione elevazionale** |
| Frequenza del trasduttore |
| Ampiezza del fascio sul piano elevazionale |

*Più importante.

La risoluzione laterale varia al variare della distanza delle superfici riflettenti speculari dal trasduttore; sostanzialmente, in correlazione all'ampiezza del fascio a ogni profondità. Nel punto di fuoco, dove l'ampiezza del fascio è minore, la risoluzione laterale si avvicina a quella assiale e, ad esempio, un punto preciso apparirà nell'immagine rielaborata esattamente come un punto. A profondità maggiori l'ampiezza del fascio aumenta e diverge, cosicché un punto definito apparirà nel segnale di ritorno largo quanto il fascio di ultrasuoni. Questo processo è responsabile dell'effetto di sfocatura delle immagini nel far field. Se esaminiamo attentamente l'immagine bidimensionale possiamo apprezzare il graduale allargamento dei segnali eco di strutture similari lungo tutta la lunghezza del fascio di ultrasuoni (Fig. 1-10). Il mancato riconoscimento degli effetti sfavorevoli dell'ampiezza del fascio reca il rischio di mal interpretare il segnale. Ad esempio, artefatti dovuti a questo processo originati da una superficie molto riflettente spesso possono apparire come strutture lineari reali. Altri fattori che possono modificare la risoluzione laterale sono la frequenza del trasduttore, l'apertura, l'ampiezza della banda e i lobi laterali e i grating lobes.

La risoluzione sul piano dell'altezza è più difficile da apprezzare in un'immagine bidimensionale, ma è ugualmente importante per la diagnostica clinica. Lo spessore del piano tomografico varia nell'immagine 2D in base al design del trasduttore e alla messa a fuoco ed entrambi questi fattori influenzano la larghezza del fascio nel piano elevazionale a ogni differente profondità. In generale, le immagini ultrasonografiche cardiache hanno uno spessore di circa 3-10 mm a seconda della profondità e del trasduttore utilizzato. L'immagine tomografica generata dallo strumento in effetti include immagini riflesse e retrodiffuse da tutto lo spessore analizzato. Superfici molto riflettenti adiacenti al piano dell'immagine possono apparire come facenti parte del piano dell'immagine stessa per colpa dell'ampiezza elevazionale del fascio. Anche superfici molto riflettenti più lontane talvolta appaiono sovrimpresse al piano tomografico per colpa dei lobi laterali nel piano elevazionale. Ad esempio, un eco

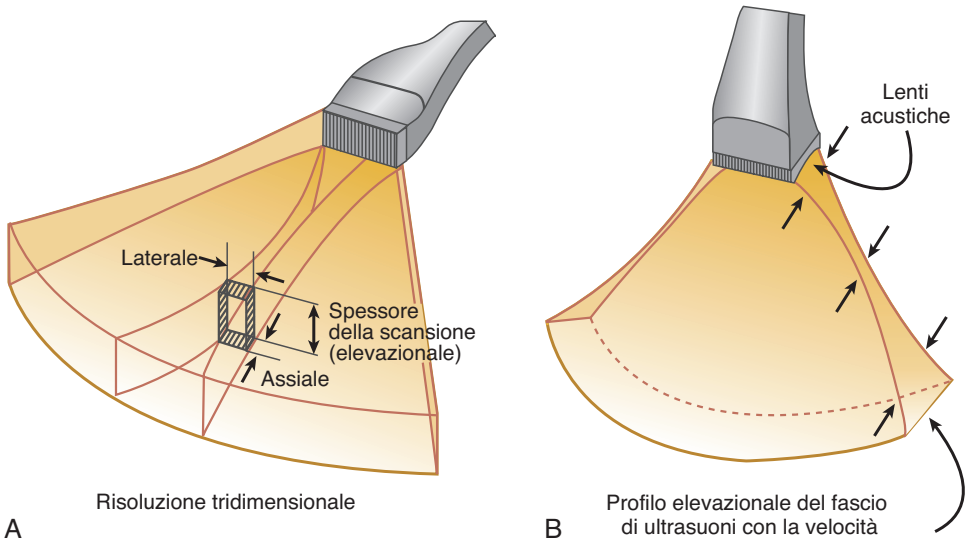


**Figura 1-9 Spessore assiale, laterale ed elevazionale delle sezioni tomografiche in 3D per il fascio ultrasonoro di un trasduttore a fase alternata.** (A) La risoluzione assiale lungo la direttrice del fascio è indipendente dalla profondità; la risoluzione laterale e quella elevazionale sono molto dipendenti dalla profondità. La risoluzione laterale è determinata dalle componenti elettroniche di trasmissione e ricezione; la risoluzione elevazionale è determinata dall'altezza degli elementi del trasduttore. Alla distanza focale la risoluzione assiale è superiore a quella laterale e a quella elevazionale. (B) Il profilo della risoluzione elevazionale con una lente acustica posta trasversalmente al trasduttore produce una zona focale nello spessore della sezione tomografica. *(Da: Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EH, et al: The essential physics of medical imaging, 2 ed, Philadelphia, 2002, Lippincott Williams & Wilkins, Fig. 16.21).*

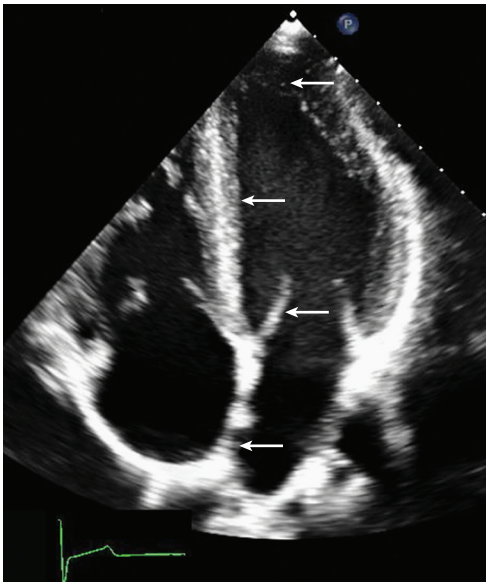

**Figura 1-10 Effetto di allargamento del fascio sull'imaging bidimensionale.** La visualizzazione bidimensionale del ventricolo sinistro da una finestra apicale. L'effetto dell'allargamento del fascio può essere apprezzato comparando la lunghezza dei riflessi da punti vicini e molto lontani dal trasduttore, come mostrato dalle *frecce*.

lineare nel lume aortico dovuto a una placca calcifica adiacente può in realtà apparire come un flap di dissezione intimale. Questi principi base di imaging ecografico si applicano anche all'ecocardiografia 3D (si veda il Cap. 4).

## MODALITÀ DI IMAGING ECOGRAFICO

### M-mode

Storicamente l'ecografia cardiaca è cominciata con un trasduttore a singolo cristallo che visualizzava l'ampiezza (*A*) di un fascio riflesso in relazione alla profondità sullo schermo di un oscilloscopio. Questa visualizzazione A-mode è ancora presente negli schermi assieme alle immagini bidimensionali per aiutare l'esaminatore nella regolazione ottimale dei controlli dello strumento. I cicli pulsatili trasmissione-ricezione hanno permesso un miglioramento delle informazioni di ampiezza/tempo in modo tale che anche strutture che effettuano movimenti rapidi come i lembi delle valvole aortica e mitrale possono essere identificati in base ai loro caratteristici pattern di movimento spaziale e temporale (Fig. 1-11).

Con la dimensione "tempo" esplicitata sull'asse orizzontale e ogni ampiezza di segnale lungo tutto il fascio di ultrasuoni convertita in una corrispondente scala di grigi è divenuta possibile la visualizzazione del movimento chiamata *M-mode*. I dati dell'M-mode vengono visualizzati a monitor scorrendo sullo schermo a 50-100 mm/s. L'imaging bidimensionale permette la direzione del fascio M-mode per assicurare la corretta angolatura tra la linea M e le strutture in esame.

Dato che è possibile una sola linea di imaging nel tracciato dell'M-mode, la frequenza di ripetizione (PRF) del ciclo di trasmissione-ricezione ultra-

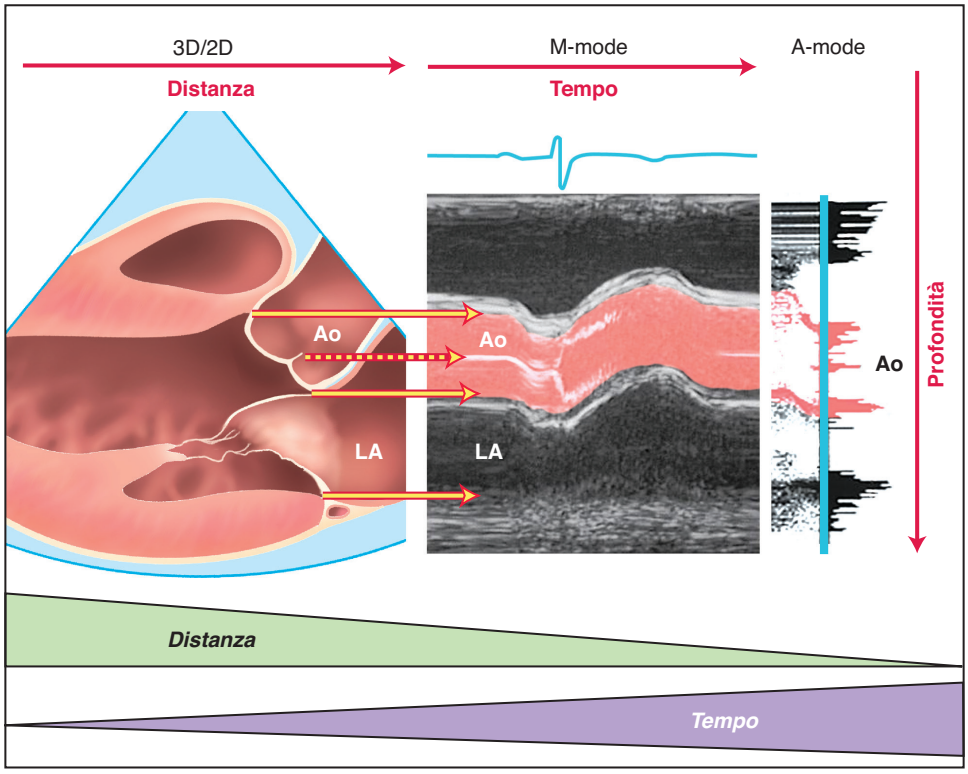


**Figura 1-11 Registrazioni 3D, 2D, M-mode e A-mode del movimento della valvola aortica.** Questa illustrazione mostra: la relazione tra l'asse lungo dell'immagine della valvola aortica in 2D e 3D (*a sinistra*) e la distanza sia in verticale sia in orizzontale; una registrazione M-mode (*al centro*) della radice aortica (*Ao*), del LA e il movimento della valvola che evidenziano il rapporto profondità *vs* tempo; una registrazione A-mode (*a destra*) che mostra solamente la profondità (con il movimento visualizzato a schermo). Le relazioni spaziali tra le strutture sono visualizzate al meglio con l'imaging 3D o 2D ma la risoluzione temporale è maggiore con l'imaging M-mode o A-mode.

sonoro è limitata solo dal tempo necessario perché il fascio di ultrasuoni percorra lo spazio fino alla massima profondità delle strutture in esame e faccia ritorno al trasduttore. Anche a una profondità di 20 cm sono necessari solamente 0,26 ms (a una velocità di propagazione di 1540 m/s) permettendo così una PFR fino a 3850 volte al secondo. Nella pratica corrente sono utilizzate velocità di campionamento di 1800 volte/s. Questa frequenza di raccolta di dati così rapida è importante per la valutazione accurata dei movimenti intracardiaci rapidi come, ad esempio, l'apertura e la chiusura delle valvole. Inoltre strutture in continuo movimento come l'endocardio ventricolare possono essere identificate con maggiore accuratezza quando il rapporto movimento/tempo e movimento/profondità sono visualizzati chiaramente nella registrazione M-mode. Altri esempi di strutture cardiache con rapidi movimenti che sono meglio inquadrate con l'M-mode sono il fluttering ad alta frequenza del lembo mitralico anteriore nei pazienti con rigurgito aortico e la rapida fluttuazione delle vegetazioni valvolari.

## Ecocardiografia bidimensionale

### *Produzione dell'immagine*

Un'immagine ecocardiografica bidimensionale viene ricostruita dai dati ottenuti dal passaggio del fascio di ultrasuoni attraverso il piano tomografico. Per ogni scansione vengono emesse brevi pulsazioni (o fasci di ultrasuoni) a una PFR determinata dal tempo necessario agli ultrasuoni per raggiungere la massima profondità delle strutture in esame e ritornare al trasduttore. Il periodo di ripetizione di queste pulsazioni è il tempo totale che intercorre tra pulsazione e pulsazione, inclusi il tempo di durata del segnale ultrasonoro e dell'intervallo tra i segnali.

Poiché è necessario un tempo finito per la scansione di ogni linea di dati (dipendente dalla profondità cui si trovano le strutture in esame), il tempo necessario per acquisire tutti i dati indispensabili per una singola immagine è direttamente correlato al numero di scansioni effettuate e alla profondità delle strutture esaminate. Perciò la PFR è tanto minore quanto più aumenta la profondità. Inoltre vi è un necessario compromesso tra densità delle scansioni e frame rate delle

immagini (numero di immagini ottenibili al secondo). Per le applicazioni in cardiologia un elevato frame rate (≥30 frame al secondo) è auspicabile per avere una accurata visualizzazione del moto delle strutture cardiache. Un frame rate simile permette di visualizzare 1 immagine ogni 33 ms o 128 linee di scansione per immagine 2D a una profondità visualizzata di 20 cm.

Gli ultrasuoni riflessi per ogni scansione vengono captati dal cristallo piezoelettrico che genera un debole segnale elettrico con:

- Ampiezza proporzionale all'angolo di incidenza e all'impedenza acustica
- Durata proporzionale alla distanza dal trasduttore

Questo segnale viene poi sottoposto a complesse elaborazioni perché l'immagine finale possa essere visualizzata. Il processo standard prevede un'amplificazione del segnale, compensazione (*Time Gain Compensation* – TGC), filtraggio (per ridurre i segnali di disturbo), compressione e rettificazione. Il profilo di detezione genera un punto luminoso per ogni linea di scansione, che poi viene convertito da analogico a digitale e inserito in una matrice rettangolare, con adeguata interpolazione degli elementi mancanti. Questa immagine è quindi sottoposta a "post-processing" per migliorarne la qualità visiva e questo permette di distinguere l'anatomia topografica e la visualizzazione su schermo in tempo reale (praticamente in contemporanea all'acquisizione).

Se da un lato l'imaging ultrasonografico standard è basato sulla riflessione dai tessuti, il *tissue harmonic imaging* (THI) e si fonda sulle frequenze armoniche generate dal segnale ultrasonoro che si propaga attraverso i tessuti. Queste frequenze armoniche sono generate da interazioni non lineari tra ultrasuoni e tessuti e hanno le seguenti proprietà chiave:

- La forza del segnale armonico aumenta all'aumentare della profondità di propagazione
- Le frequenze armoniche sono massime alla profondità raggiunta tipicamente durante un ecocardiogramma
- Frequenze maggiori generano armoniche più forti

Quindi l'imaging armonico riduce gli artefatti near-field e lobari e migliora la definizione delle immagini endocardiche e questo è cruciale soprattutto nei pazienti con immagini scadenti (Fig. 1-12). Il THI migliora la visualizzazione del versante endocardico del ventricolo sinistro e ciò permette una migliore definizione dei margini per il calcolo della frazione di eiezione, riducendo la variabilità tra misurazioni; consente inoltre la visualizzazione di più segmenti miocardici durante un ecocardiogramma con stress-test.

Tuttavia, anche se il THI migliora la risoluzione laterale dal 20% al 50%, riduce la risoluzione assiale dal 40% al 100%. Le valvole e altri oggetti piani sembrano, pertanto, più spessi con l'imaging armonico, rispetto all'imaging di frequenza; allorché si usi tale modalità si raccomanda molta attenzione nella diagnosi di valvulopatia o nella misurazione delle dimensioni delle camere cardiache o dei vasi.

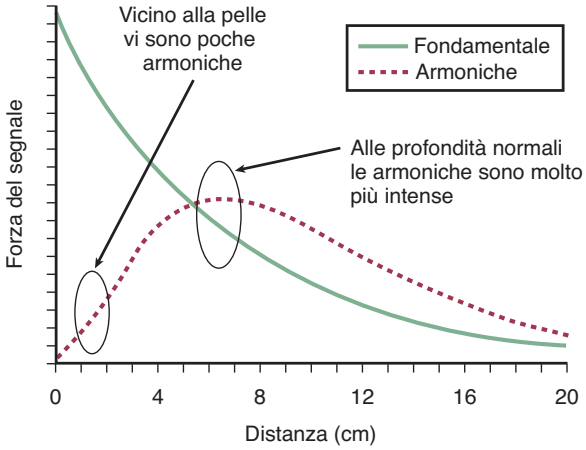


**Figura 1-12 Relazione tra distanza dell'imaging e forza delle frequenze armoniche fondamentali.** Con la propagazione del fronte ultrasonoro la forza delle frequenze fondamentali decresce mentre quella delle armoniche aumenta. Alle distanze tipiche dell'imaging cardiaco la forza delle frequenze armoniche è massimizzata. In questo schema la frequenza delle armoniche è volutamente stata magnificata; la forza del segnale delle frequenze armoniche è molto inferiore a quella delle frequenze fondamentali. *(Da: Thomas JD, Rubin DN: Tissue harmonic imaging: why does it work? J Am Soc Echocardiogr 11:803–808, 1998.)*

## Regolazioni strumentali

Molti elementi coinvolti nella creazione dell'immagine sono peculiari di un particolare tipo di trasduttore o apparecchiatura e non sono modificabili dall'operatore. In ogni paziente ed esame ecocardiografico la qualità dell'immagine dipende dalla scelta del trasduttore e delle impostazioni dello strumento. Le impostazioni base presenti nella maggior parte dei sistemi a ultrasuoni comprendono:

- *Regolazione dell'emissione*: consente di regolare la quantità di energia rilasciata dal trasduttore; livelli maggiori corrispondono a maggior ampiezza del segnale riflesso.
- *Gain (guadagno)*: comando che regola l'ampiezza del segnale di ritorno che viene visualizzata (agisce come il controllo del volume di uno stereo).
- *TGC*: questo comando permette aggiustamenti settoriali del gain lungo il fascio di ultrasuoni per compensare gli effetti dell'attenuazione. Il near-field gain può essere ridotto (nel caso di segnali riflessi troppo forti) con un graduale aumento del gain in midfield (scelta della cosiddetta "rampa") e un aumento nel far field (per segnali riflessi troppo deboli nei piani più profondi). In alcune strumentazioni la regolazione del gain del near- e del far field oltre i limiti del TGC avviene separatamente.

- *Profondità*: la profondità visualizzata influenza il PRF e il frame rate dell'immagine acquisita e inoltre consente la massima visualizzazione dell'area in esame. Il settaggio standard della profondità permette la visualizzazione dell'intero piano (dal trasduttore in giù), mentre le modalità "risoluzione", "zoom", o "magnificazione" focalizzano la visualizzazione su di una specifica profondità.
- *Range di compressione dinamico*: il range di ampiezza (in dB) del segnale riflesso è maggiore della capacità di visualizzazione dei sistemi a ultrasuoni per cui il segnale deve essere compresso in un range di valori compresi tra il bianco e il nero ("scala di grigi"). Il numero di grigi nell'immagine, o range dinamico, può essere modificato per garantire un elevato contrasto tra aree chiare e scure o una gradualità tra le aree più chiare e quelle più scure. Una variante della scala di grigi standard consiste nell'utilizzare diverse intensità per ogni valore di ampiezza.

Altre regolazioni disponibili nelle strumentazioni standard sono i settaggi pre e postprocessing che possono modificare l'immagine finale visualizzata. La qualità e la risoluzione dell'immagine dipendono anche dalla densità delle linee di scansione e da altri fattori (si veda la Tab. 1-4). La densità delle linee di scansione (o il frame rate o entrambi) possono essere aumentati riducendo la profondità o focalizzando il settore in esame a valori inferiori ai 60° standard.

## Artefatti

I possibili artefatti comprendono (1) segnali ultrasonori estranei che comportano la "comparsa" di strutture inesistenti (perlomeno in quella posizione), (2) mancata visualizzazione di strutture esistenti e (3) alterazioni della forma o delle dimensioni di una struttura visualizzata. Ovviamente riconoscere gli artefatti è di vitale importanza sia per l'operatore che esegue l'esame, sia per chi lo referterà (Tab. 1-5).

Il più comune "artefatto" resta comunque un'*immagine di scarsa qualità*, derivante da una scarsa penetrazione tissutale degli ultrasuoni dipendente dalle caratteristiche somatiche del paziente, ad esempio per l'interposizione di strutture molto attenuanti (ad esempio polmone od osso), o l'aumentata distanza (ad esempio dovuta a un abbondante tessuto adiposo) tra il trasduttore e la struttura in esame.

Nonostante un'immagine di scarsa qualità non sia esattamente un artefatto, un basso rapporto segnale/rumore rende difficile o impossibile la diagnosi e impedisce l'esecuzione di misurazioni quantitative. In molti pazienti nei quali la penetrazione degli ultrasuoni è scadente, la qualità dell'immagine può essere migliorata grazie all'utilizzo dell'imaging armonico. In alcuni casi, tuttavia, perché la diagnosi sia accurata, è necessario svolgere un esame transesofageo o utilizzare una metodica di imaging alternativa.

Il *cono d'ombra acustica* (Fig. 1-13) compare quando una struttura con elevata impedenza acustica (ad esempio una valvola protesica o depositi di calcio) ostacola la trasmissione degli ultrasuoni. L'immagine appare priva di segnali riflessi dalla struttura sita oltre la struttura ostacolante, perché quest'ultima blocca il passaggio del segnale. L'ombra del fascio ultrasonoro (come un'ombra leggera) segue il percorso degli ultrasuoni, cosicché una piccola struttura prossima al trasduttore crea un'ombra molto più grande. Quando s'incontra questo fenomeno è necessario utilizzare una diversa finestra acustica per esaminare

**TABELLA 1-5 Artefatti**

| Artefatti | Meccanismo | Esempi |
|---|---|---|
| Scarsa qualità dell'immagine | Scarsa penetrazione tissutale | Conformazioni anatomiche (obesità, patologie polmonari<br>Pregressi interventi cardiochirurgici |
| Ombra acustica | Riflessione del segnale ultrasonoro da parte di una superficie speculare molto riflettente | Valvole protesiche<br>Calcificazioni |
| Riverberi | Riverberi tra due superfici speculari molto riflettenti parallele | Valvole protesiche "comete"<br>Riflessione lineare nel lume aortico, parallelo alla parete del vaso |
| Ampiezza del fascio | Sovrapposizione di strutture all'interno dei margini del fascio (inclusi i lobi laterali) | Valvola aortica "all'interno" dell'atrio sinistro<br>Ateroma "all'interno" del lume aortico |
| Risoluzione laterale | L'ampiezza visualizzata di un punto a diverse profondità si modifica | Eccessiva ampiezza di masse calcificate o valvole protesiche |
| Rifrazione | Deviazione del segnale da una linea retta lungo una linea di scansione | Doppia valvola aortica o immagine del ventricolo sinistro in asse corto |
| Ambiguità del range | Segnali ecografici da pulsazioni precedenti raggiungono il trasduttore in cicli successivi | Seconda immagine del cuore, più profonda |
| Rielaborazione elettronica | Specifica da strumento a strumento | Variabile |

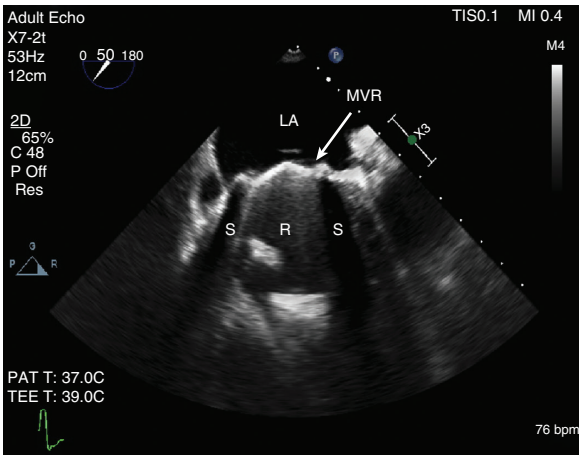


**Figura 1-13** **Esempio di cono d'ombra acustica e riverberi.** Visione di un ecocardiogramma transesofageo in un paziente con sostituzione valvolare mitralica (*MVR*) con cono d'ombra (*S*) generato dall'anello valvolare con riverberi (*R*) che oscurano il ventricolo impedendo ulteriori valutazioni.

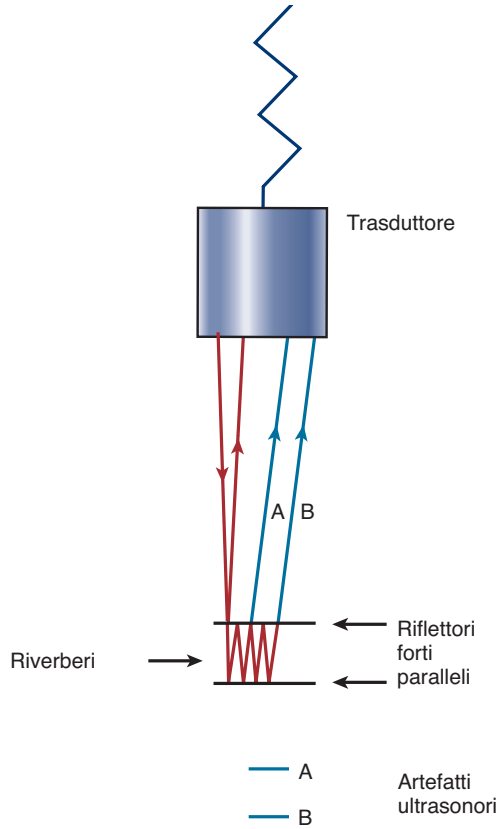


**Figura 1-14** **Artefatti da riverbero generati dall'interazione degli ultrasuoni con due superfici riflettenti parallele.** Il fascio di ultrasuoni trasmesso (*rosso con freccia verso il basso*) è riflesso dalla prima superficie e ritorna al trasduttore (*rosso con freccia verso l'alto*), generando un segnale che corrisponde all'esatta profondità della superficie riflettente. Purtroppo i segnali ultrasonori vengono anche riflessi in entrambe le direzioni da due superfici molto riflettenti, con alcuni segnali che ritornano al trasduttore dopo due (*A*), tre (*B*) o più riflessioni. Il surplus di tempo impiegato dai segnali prima di ritornare al trasduttore comporta la visualizzazione dell'immagine ultrasonora più lontana dalla reale localizzazione della superficie riflettente. Nell'imaging clinico questi artefatti possono manifestarsi come un singolo segnale lineare distale rispetto alla struttura esaminata o come una banda di segnali che oscurano le strutture più distali (si veda la Fig. 1-13) se in presenza di diverse superfici riflettenti parallele.

l'area di interesse. In alcuni casi sarà sufficiente una diversa finestra transtoracica, in altri (ad esempio una protesi mitralica) è necessario un esame transesofageo.

I *riverberi* (Fig. 1-14) sono segnali eco multipli, lineari e con grande ampiezza, originati da due superfici speculari molto riflettenti che comportano una riflessione in "andata e ritorno" del segnale ultrasonoro prima che quest'ultimo ritorni al trasduttore. Nell'immagine i riverberi appaiono relativamente paralleli, irregolari, come linee dense che si estendono dalle strutture in esame fino ai piani profondi (far field). Come per i coni d'ombra acustica, riverberi importanti limitano la possibilità di valutare correttamente le strutture nel campo profondo. In casi meno gravi, i riverberi possono mimare l'esistenza di false strutture. Ad esempio in una visione in asse lungo parasternale un eco lineare alla radice aortica, che origina dal riverbero di strutture anteriori (ad esempio le coste), può essere confuso con un flap di dissezione intimale.

Il termine *artefatto da ampiezza del fascio* indica due diverse tipologie di artefatti. In primis, tutte le strutture attraversate tridimensionalmente da un fascio di ultrasuoni vengono visualizzate in un singolo piano tomografico. Nella zona di fuoco del fascio il volume tridimensionale è piuttosto esiguo e la sezione tomografica ristretta. Più in profondità, invece, superfici molto riflettenti ai margini di un fascio più ampio si sovrappongono a strutture nella zona centrale del fascio, anche se l'intensità del segnale decresce marcatamente ai margini del fascio stesso. Inoltre, strutture riflettenti forti nelle porzioni laterali del fascio vengono visualizzate in una sezione tomografica corrispondente al fascio principale (Fig. 1-15).

Il secondo tipo di artefatto è una conseguenza della variabilità della risoluzione laterale a diverse profondità. Un singolo punto appare come una linea la cui lunghezza dipende dalle caratteristiche del fascio a ogni determinata profondità e dall'ampiezza del segnale riflesso. Ad esempio i montanti di una valvola protesica possono apparire molto più lunghi delle loro reali dimensioni a causa della scarsa risoluzione laterale. Talvolta gli artefatti di ampiezza del fascio possono essere confusi con strutture anomale come vegetazioni valvolari, masse intracardiache o flap intimali aortici.

La comparsa di immagini duplici accostate generalmente deriva dalla *rifrazione* degli ultrasuoni allorché essi attraversano tessuti prossimali rispetto alle strutture in esame. Questo tipo di artefatti viene spesso visualizzato durante l'esame della valvola aortica o del ventricolo sinistro in asse corto parasternale. L'immagine "duplicata" è posizionata

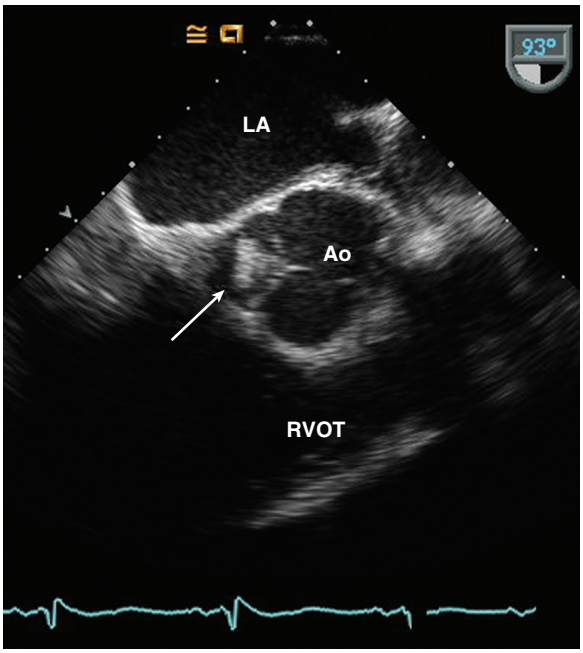


**Figura 1-15 Esempio di artefatto da larghezza del fascio.** L'immagine di una masserella (*freccia*) attaccata alla valvola aortica in questa visione fuori asse di una TEE è in realtà la cuspide non coronarica della valvola aortica vista "di fronte". Immagini ottenute in altre finestre mostrano una valvola aortica tricuspide normale. *Ao*, aorta, *RVOT*, tratto di efflusso del ventricolo destro.

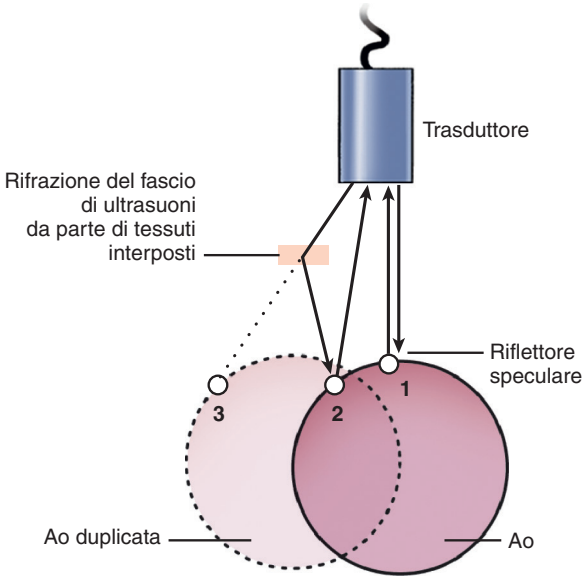


**Figura 1-16 Meccanismo di formazione di un artefatto di sdoppiamento di immagine in un ecocardiogramma 2D.** Una pulsazione di ultrasuoni riflessa dal punto 1 dell'endocardio del ventricolo sinistro ritorna al trasduttore ed è correttamente visualizzata come un punto luminoso nell'immagine bidimensionale. Più avanti nella scansione una pulsazione di ultrasuoni viene rifratta da un tessuto interposto, cosicché il fascio è riflesso al trasduttore dal punto 2. Tuttavia questo segnale riflesso viene visualizzato lungo la linea di scansione (punto 3), perché questo è il presunto punto d'origine del segnale riflesso. *Ao*, aorta in sezione trasversale.

medialmente e in parte sovrapposta alla struttura reale. La spiegazione di come questo aspetto si generi sta nel fatto che il fascio di ultrasuoni viene deviato da un percorso rettilineo (la linea di scansione) quando attraversa un tessuto prossimo al trasduttore. Quando questo fascio rifratto è riflesso da un tessuto il segnale viene "letto" dal trasduttore come originante dalla linea di scansione della pulsazione trasmessa (Fig. 1-16) e quindi visualizzato nella posizione errata.

L'*ambiguità di range* è un fenomeno che si realizza quando segnali eco di un impulso ultrasonoro precedente raggiungono il trasduttore in una fase di ricezione successiva a quella corretta e quindi comportano una fittizia vicinanza delle strutture profonde. Nelle cavità cardiache la presenza di un eco anatomicamente inatteso è spesso dovuta a quest'artefatto e ciò può essere dimostrato dalla scomparsa dell'immagine fittizia cambiando la posizione della sonda o modificando i setting per la profondità (e la PRF). Un'altra tipologia di artefatto da ambiguità di intervallo è la comparsa di un secondo cuore, situato più in profondità rispetto alla realtà, una *doppia* immagine sul piano verticale. Questo tipo di ambiguità deriva dalla ri-riflessione dei segnali eco ad opera di strutture vicine al trasduttore (come le coste) che vengono ri-riflesse dalle strutture cardiache e quindi ricevute dal trasduttore dopo un tempo doppio rispetto al normale. Questo artefatto può essere eliminato (o oscurato) diminuendo i setting della profondità o scegliendo una migliore finestra acustica.

Artefatti durante la *rielaborazione elettronica* possono essere difficili da individuare e variano da strumento a strumento. Sono inoltre stati descritti altri tipi di artefatti non elencati tra i precedenti.

## Ecocardiografia tridimensionale

L'ecocardiografia tridimensionale è basata sui medesimi principi fisici utilizzati per l'imaging bidimensionale con una fase di acquisizione più complessa e un volume di dati maggiore (per dettagli si veda il Capitolo 4). La fisica dell'imaging 3D è peraltro molto simile a quella del 2D e gli argomenti trattati, come ampiezza del fascio, risoluzione e frame rate sono comuni a entrambi gli approcci. L'ecocardiografia 3D, attualmente entrata nella pratica clinica, fornisce immagini anatomiche da differenti punti di vista, ad esempio una visione del versante atriale della valvola mitrale. L'ecografia 3D presenta, inoltre, i medesimi artefatti dell'ecografia 2D. I medesimi artefatti dell'ecografia 2D sono rilevabili anche con la metodica 3D. Di conseguenza le ricostruzioni planari bidimensionali derivate dai volumi 3D, essendo soggette agli stessi principi fisici dell'ecocardiografia bidimensionale, sono gravate dallo stesso tipo di artefatti di acquisizione.

## Misurazioni dell'imaging ecocardiografico

L'accuratezza delle misurazioni ecocardiografiche dipende sia dalla risoluzione spaziale che da quella temporale del sistema ecografico. In linea teorica, le misurazioni ecografiche sono più precise quando si utilizza la risoluzione assiale (ossia lungo l'asse del fascio ecografico) misurando dal margine più prossimale al margine più distale della struttura di interesse (*leading to leading edge*). Questa scelta si basa sul fatto che la prima riflessione rilevata dall'interfaccia tissutale rappresenta la posizione reale più affidabile, mentre i segnali successivi sono influenzati da riflessioni intratissutali, riverberi e artefatti di ring-down. Sebbene la convenzione del *leading edge* sia ancora applicata per le registrazioni in modalità M-mode, nelle immagini 2D e 3D l'identificazione del *leading edge* è più complessa; di conseguenza, le misurazioni vengono generalmente eseguite utilizzando l'interfaccia tra il bianco/nero. Le misurazioni quantitative delle dimensioni e dei volumi delle cavità ventricolari e atriali basate su questa convenzione sono ampiamente validate, come dettagliato nei Capitoli 4 e 5 e nell'Appendice B. La misurazione di strutture solide o planari di piccole dimensioni, come lo spessore delle valvole, risulta tuttavia problematica e, pertanto, non è eseguita di routine.

# ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER

## Dati sulla velocità del Doppler

### *Equazione Doppler*

L'ecocardiografia Doppler è basata sul cambio di frequenza del segnale retrocondotto da piccole strutture in movimento (ad esempio le emazie) colpite dal fascio di ultrasuoni (Tab. 1-6). Una analogia visiva è che la dispersione Doppler nel sangue sia simile a quella di un raggio di luce nella nebbia, mentre l'imaging sia simile alla riflessione in uno specchio. Un bersaglio immobile, se molto più piccolo della lunghezza d'onda, disperderà l'ultrasuono in tutte le direzioni con frequenze del segnale disperso sempre uguali a quella del segnale trasmesso. Diversamente, un bersaglio in movimento genererà una retrodiffusione del segnale al trasduttore con frequenze maggiori se il bersaglio si starà muovendo verso il trasduttore e minori in caso contrario (Fig. 1-17). L'effetto Doppler è familiare a tutti, basti ricordare il suono di clacson o sirene di autoveicoli che si muovono verso di noi (suono più alto) o che si allontanano (suono più grave).

La differenza tra le frequenze trasmesse ($F_T$) e il segnale disperso ricevuto dal trasduttore ($F_s$) è chiamato Doppler shift:

$$\text{Doppler shift} = (F_S - F_T) \qquad \text{(Eq. 1-8)}$$

Il Doppler shift è nel range delle frequenze udibili (0-20 kHz) per quanto riguarda le velocità cardiache rilevate utilizzando le frequenze tipiche dei trasduttori a ultrasuoni. La relazione tra Doppler shift e velocità del flusso ematico ($v$, in m/s) è espressa dall'equazione Doppler:

$$v = c\,(F_S - F_T)/[2\,F_T(\cos\theta)] \qquad \text{(Eq. 1-9)}$$

dove $c$ è la velocità del suono nel sangue (1540 m/s), $\theta$ l'angolo di intersezione tra il fascio di ultrasuoni e la direzione del flusso ematico e 2 è un fattore di correzione per il tempo necessario al fascio per andare *da* e *verso* la fonte di dispersione (Fig. 1-18).

Da notare con attenzione che l'angolo di incidenza è un fattore chiave nel calcolo della velocità del flusso. Il coseno di un angolo di 0 o 180° (parallelo al trasduttore) è 1, il che consente di semplificare il termine nell'equazione. Diversamente, il coseno di 90° è *zero*, a indicare che non verrà registrato alcun Doppler shift con il fascio perpendicolare al flusso ematico (Fig. 1-19).

Nelle diverse applicazioni del Doppler cardiaco il fascio di ultrasuoni viene allineato il più parallelamente possibile al flusso ematico cosicché cos $\theta$ possa essere considerato 1. Dato che la direzione del flusso ematico intracardiaco può essere difficile da accertare e non è sicuramente intuibile da un'immagine bidimensionale, specialmente in caso di flussi non fisiologici, i tentativi di correggere l'angolo di intersezione solitamente producono notevoli errori nel calcolo della velocità. Infatti, anche se la direzione del flusso ematico è apparentemente definibile dall'immagine bidimensionale, la direzione nel piano elevazionale rimane sconosciuta.

Deviazioni di oltre 20° da un angolo di intersezione parallelo comportano una sottostima del 6% della velocità del flusso. Tuttavia un angolo di intersezione di 60° comporta una sottostima del 50%. L'importanza dell'angolo di intersezione è sottolineata nel caso di flussi anormali con jet ad alte velocità, come in caso di stenosi valvolari. Sebbene la correzione dell'angolo nella presunta direzione del flusso venga utilizzata in alcune applicazioni di medicina vascolare, un approccio del genere non è accettabile in ecocardiografia, perché ad elevato rischio di errore.

### *Analisi spettrale*

Quando il segnale riflesso viene ricevuto dal trasduttore la differenza tra segnale trasmesso e riflesso è determinata dalla comparazione delle due forme d'onda. Questo processo è estremamente complesso, perché nel segnale riflesso sono presenti diverse forme d'onda. Tipicamente le frequenze vengono analizzate secondo la *trasformazione di Fourier veloce* (FFT) che è in grado di derivare le frequenze che compongono un segnale complesso. Esistono metodi alternativi di analisi delle frequenze, tra questi il Chip-z analogico.

La visualizzazione generata dall'analisi di queste frequenze è definita *analisi spettrale* (Fig. 1-20). Per convenzione vengono visualizzati il tempo sull'asse orizzontale, la linea di base dello zero al centro con lo shift di

## TABELLA 1-6 Fisica del Doppler

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Effetto Doppler | Il cambiamento di frequenza degli ultrasuoni diffusi da un bersaglio in movimento. $v = c \times \Delta F / [2\ F_T\ (\cos \theta)]$ | Una maggiore velocità corrisponde a un maggiore cambiamento di frequenza Doppler, da 1 a 20 kHz per le velocità dei flussi intracardiaci | I sistemi a ultrasuoni mostrano velocità che vengono calcolate utilizzando l'equazione Doppler basata sulla frequenza del trasduttore e il Doppler shift (cambiamento di frequenza), assumendo cos θ uguale a 1 |
| Angolo di intersezione | L'angolo (θ) tra la direzione del flusso ematico e il fascio di ultrasuoni | Quando il fascio di ultrasuoni è parallelo alla direzione del flusso ematico (0 o 180°) cos θ è uguale a 1 e può essere ignorato nell'equazione Doppler | La velocità è sottostimata quando l'angolo di intersezione non è parallelo. Questo può comportare errori nella misurazione di parametri emodinamici |
| Doppler continuo | Trasmissione di ultrasuoni continua con ricezione dei segnali Doppler per tutta la lunghezza del fascio di ultrasuoni | Il Doppler continuo permette di effettuare misurazioni di segnali ad alta velocità, ma non localizza la profondità di origine del segnale | Il Doppler continuo è utilizzato per la misurazione di flussi ad alta velocità nelle steno-insufficienze valvolari |
| Doppler pulsato | La trasmissione pulsata di ultrasuoni con misurazione del tempo di ricezione che determina la profondità del segnale retro condotto | Il Doppler pulsato campiona velocità da un sito specifico ma può misurarle solo entro certi limiti di velocità | Il Doppler pulsato è utilizzato per registrare segnali a bassa velocità in siti specifici come le velocità di efflusso e di riempimento del ventricolo sinistro |
| Frequenza di ripetizione della pulsazione (PRF) | Il numero di pulsazioni trasmesse al secondo | La PRF è limitata dal tempo necessario agli ultrasuoni per raggiungere e fare ritorno dalla profondità a cui si trovano le strutture in esame<br>La PRF determina la velocità massima che può essere misurata senza errori | La massima velocità misurabile con il Doppler pulsato è di circa 1 m/s a 6 cm di profondità |
| Limite di Nyquist | Il massimo shift di frequenza (o velocità) misurabile con il Doppler pulsato (equivale a ½ PRF) | Il limite di Nyquist è visualizzato con le velocità massima e minima e la linea dello 0 al centro | Al crescere della profondità si riduce la massima velocità misurabile con il Doppler. |
| Aliasing del segnale | Il fenomeno per il quale la direzione del flusso non può essere determinata per shift di frequenza maggiori del limite di Nyquist | Il picco di velocità nel tratto di efflusso del LV è "tagliato" e il flusso appare orientato nella direzione opposta | L'aliasing può comportare una misura imprecisa della velocità se non correttamente riconosciuto |
| Volume campione | La zona d'origine intracardiaca del segnale Doppler | La profondità del volume campione è determinata dall'intervallo temporale tra la trasmissione e la ricezione del segnale<br>La lunghezza del volume campione è determinata dalla durata del ciclo di ricezione | La profondità e la durata del volume campione sono regolate a seconda del flusso in esame |
| Analisi spettrale | Metodo utilizzato per mettere in relazione i dati Doppler in una scala velocità/tempo ove la scala dei grigi indica l'ampiezza | L'analisi spettrale è utilizzata sia per il Doppler pulsato sia per quello continuo | La scala della velocità, la posizione della linea di base e la scala temporale sono modificate per ogni diversa velocità del segnale Doppler |

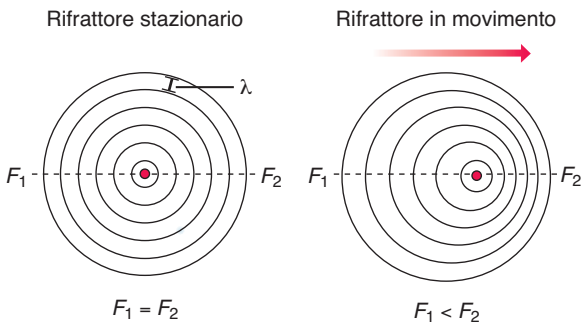


**Figura 1-17 L'effetto Doppler.** Un rifrattore stazionario (*a sinistra*) provoca diffusione degli ultrasuoni, simmetrica in tutte le direzioni, con una lunghezza d'onda identica a quella trasmessa e con la medesima frequenza in tutte le direzioni (senza Doppler shift). Anche un rifrattore mobile (*a destra*) provoca diffusione del segnale in tutte le direzioni, ma la frequenza sarà maggiore quando il rifrattore si muove verso il trasduttore ($F_2$) rispetto a quando si muove nella direzione opposta ($F_1$) poiché il movimento del rifrattore comporta onde più compatte in avanzamento e più separate in allontanamento.

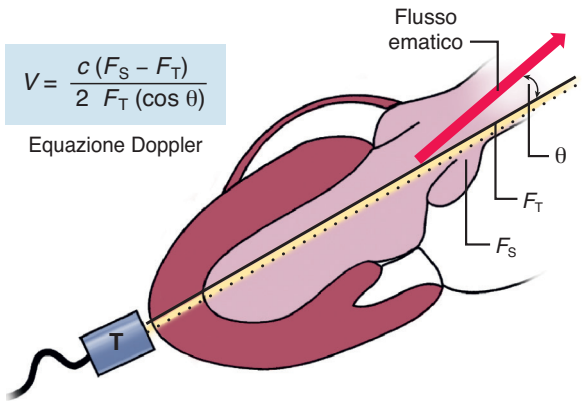


**Figura 1-18 L'equazione Doppler.** La velocità *V* del flusso sanguigno può essere calcolata dalla velocità del suono nel sangue *c*, dalla frequenza del trasduttore $F_T$, dalla frequenza del segnale riflesso $F_s$ e dal coseno dell'angolo θ tra il fascio di ultrasuoni e la direzione del flusso ematico. *T*, trasduttore.

frequenza in avvicinamento al trasduttore rappresentato sopra la linea e lo shift in allontanamento dal trasduttore sotto la linea stessa. Dato che in ogni momento esistono diverse frequenze d'onda, ogni segnale viene visualizzato come un singolo pixel sull'asse verticale con la tonalità di grigio a indicarne l'ampiezza (o rumorosità) e la posizione sull'asse a indicare la velocità del flusso ematico (o shift di frequenza). Quindi ogni punto visualizzato dell'analisi spettrale indica:

- Direzione del flusso ematico
- Velocità (o shift di frequenza)
- Ampiezza del segnale

Ognuna di queste componenti è visualizzata a un intervallo di 4 m/s (250 volte/s) in contemporanea all'acquisizione.

## *Doppler continuo*

Il Doppler continuo utilizza due cristalli, uno che emette in continuazione e l'altro che riceve in continuazione. Il più grande vantaggio del Doppler continuo sta nel fatto che shift di frequenza (velocità) molto alti possono essere misurati con precisione, perché il campionamento è continuo. Il potenziale svantaggio è che vengono registrati contemporaneamente tutti i segnali provenienti dall'intera lunghezza del fascio. Ciò nondimeno, nonostante la parziale sovrapposizione di segnali, ogni impulso ha un suo tempo e caratteristiche proprie di forma e direzione che ne consentono una identificazione corretta. In alcuni casi altre metodiche (ad esempio l'eco 2D, il color o il Doppler pulsato) devono essere utilizzati per determinare la profondità di origine del segnale Doppler.

Il Doppler continuo fornisce risultati migliori se effettuato con un trasduttore specifico dedicato esclusivamente a questa funzione e composto da due cristalli. Questo tipo di trasduttore ha un alto rapporto segnale/

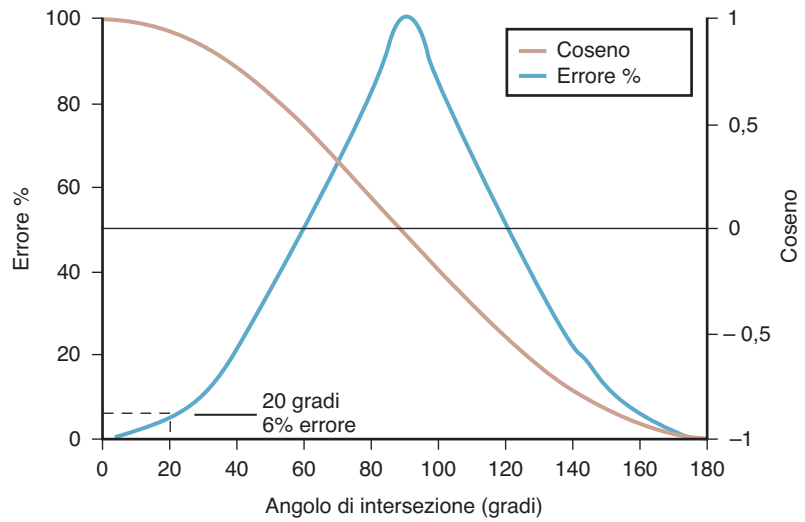


**Figura 1-19 Effetti dell'angolo di incidenza sul calcolo delle velocità.** Qui viene mostrata l'importanza di un angolo di incidenza parallelo tra il fascio di ultrasuoni e la direzione del flusso ematico. Il coseno della funzione in rapporto all'angolo di incidenza (*asse orizzontale*) varia tra 1 con un angolo parallelo (da 0 e 180°) e 0 con un angolo perpendicolare (90°). L'errore con un angolo di incidenza non parallelo varia tra il 6% a 20° al 50% a 60°. Con un angolo perpendicolare (90°) non è possibile misurare velocità di flusso.

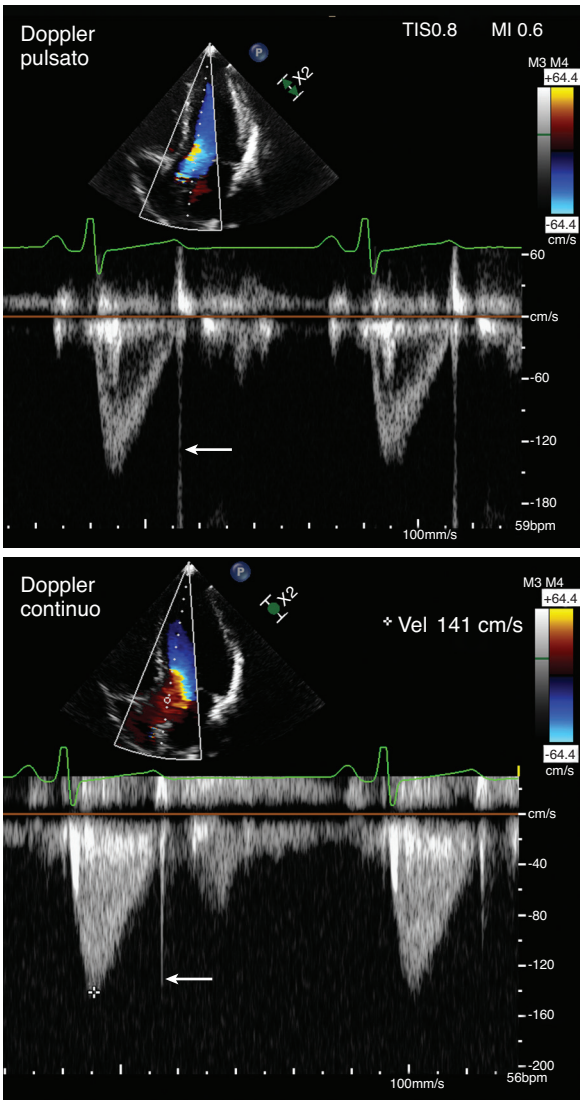


**Figura 1-20 Esempi di visualizzazione spettrale pulsata (*in alto*) e a onda continua (*in basso*).** Il flusso d'uscita del ventricolo sinistro misurato da una finestra apicale è visualizzato nel formato standard. La linea di base è stata spostata dalla metà dell'asse verticale per mostrare il segnale del flusso anterogrado. Le velocità (*Vel*) verso il trasduttore sono evidenziate sopra e le velocità dal trasduttore sotto la linea di base. Il range della velocità è determinato dal limite di Nyquist (½ frequenza di ripetizione della pulsazione) con l'ecocardiografia Doppler pulsato. Le velocità sono mostrate nella tonalità di grigio corrispondente all'ampiezza (in dB) del segnale. Si noti l'"envelope" del flusso con il Doppler pulsato, perché il flusso viene campionato in corrispondenza di un'area intracardiaca specifica caratterizzata da velocità di flusso ematico relativamente uniformi. Con il Doppler continuo la curva viene "riempita" per la presenza di differenti velocità flusso ematico lungo tutta la lunghezza del fascio di ultrasuoni. Le *frecce* indicano il click di chiusura della valvola aortica.

rumore e piccole dimensioni che ne permettono il posizionamento anche in finestre acustiche modeste (ad esempio tra le coste) e l'angolazione ottimale secondo la direzione del flusso ematico. L'utilizzo contemporaneo di un trasduttore per immagini in alcuni casi aiuta, ma comporta ugualmente una perdita di qualità del segnale e un'angolazione del trasduttore più difficile, senza contare che l'immagine 2D distrae l'operatore dall'ottimizzare la registrazione del *flusso* anziché quella dell'immagine anatomica (che spesso non coincide).

Una buona tecnica d'analisi Doppler spettrale fornisce un segnale dai contorni smussati e dai contorni delle velocità ben definiti, oltre che un inizio e una fine del flusso netti. Inoltre la tonalità acustica del segnale sarà forte e chiara. Una curva di velocità ottenuta con Doppler continuo è "piena", perché vengono registrati anche i segnali di velocità inferiori, ma prossimi al punto di massima velocità registrata. Sebbene lo shift di frequenza maggiore dipenda dall'angolo di intersezione tra il fascio Doppler e il flusso in esame, l'ampiezza (l'intensità del grigio), la forma e la qualità udibile ne sono meno strettamente correlate. Perciò un segnale Doppler di buona qualità registra anche con un angolo di intersezione non parallelo, il che comporta una sottostima della velocità del flusso. Il metodo empirico per assicurarsi di aver posizionato il trasduttore parallelamente al flusso è esaminare il flusso stesso da diverse finestre acustiche e isolare lo shift di frequenza nel piano elevazionale. Si desume, quindi, che il valore maggiore rappresenti l'angolo di intersezione parallelo.

## Ultrasuoni a Doppler pulsato

L'ecocardiografia a Doppler pulsato permette il campionamento di velocità del flusso ematico da una specifica profondità intracardiaca. Viene trasmessa una pulsazione di ultrasuoni e quindi, dopo un intervallo temporale determinato dalla profondità delle strutture in esame, il trasduttore analizza velocemente i segnali retrodiffusi. Questo ciclo di trasmissione-attesa-ricezione viene ripetuto a intervalli denominati *frequenza di ripetizione della pulsazione* (PRF) (Fig. 1-21). Poiché il tempo di "attesa" è determinato dalla profondità cui si opera, il tempo necessario agli ultrasuoni per coprire la distanza di andata e ritorno dal trasduttore aumenterà all'aumentare della profondità. Perciò la PRF sarà anch'essa profondità-dipendente con valori maggiori a profondità minori.

La profondità cui opera il Doppler pulsato è chiamata *volume campione* perché vengono campionati segnali di un piccolo volume di sangue con ampiezza e profondità dipendenti dalle caratteristiche di forma del fascio. La lunghezza del volume campione può essere variata modificando la durata dell'intervallo di "ricezione" del trasduttore. Abitualmente viene utilizzato un volume campione di 3 mm per bilanciare la risoluzione e la qualità del segnale, ma in situazioni particolari sono utili volumi campione più lunghi (5-10 mm) o più brevi (1-2 mm).

Dato che il Doppler pulsato campiona ripetutamente i segnali, vi è un limite massimo alla velocità (shift di frequenza) misurabile senza rischio di ottenere segnali ambigui (aliasing). Questo fenomeno, che comporta ambiguità nella misurazione di velocità e direzione del

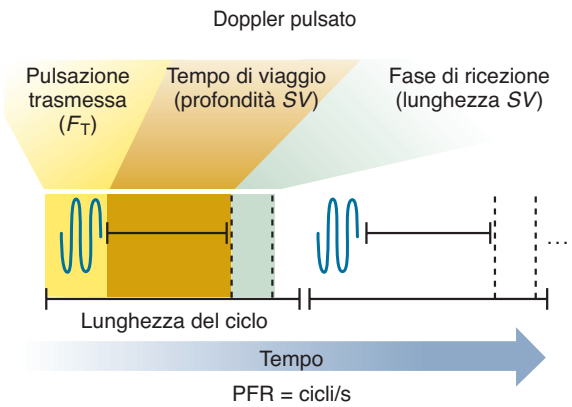


**Figura 1-21 Ultrasonografia pulsata.** Il trasduttore Doppler alterna cicli di emissione della pulsazione ultrasonora alla frequenza del trasduttore ($F_T$), un periodo di attesa determinato dal tempo necessario al segnale per raggiungere la profondità della struttura in esame e una fase di ricezione quando i segnali retrocondotti vengono campionati. Il tempo necessario agli ultrasuoni per compiere il tragitto di andata e ritorno determina la profondità del volume campionato. La durata della fase di ricezione determina il volume del campionamento (*SV*). *PFR*, frequenza di ripetizione della pulsazione.

campione, è conosciuto come *signal aliasing* (Fig. 1-22). Per identificare correttamente la frequenza di un ultrasuono quest'ultimo deve essere campionato 2 volte. Perciò il massimo frequency shift identificabile (*limite di Nyquist*) sarà la metà della PRF.

Se la velocità da campionare supera di poco questo limite, il signal aliasing risulterà come una brusca interruzione del segnale all'apice della forma d'onda che compare nel campo opposto rispetto alla linea di base (*reverse channel*) (Fig. 1-23). In questi casi uno shift della linea di base (a tutti gli effetti una correzione elettronica)

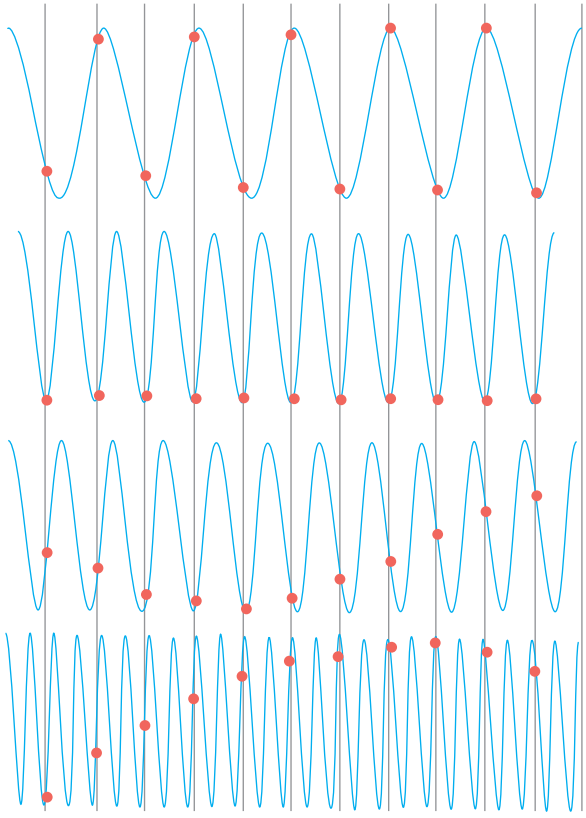

**Figura 1-22 Principi di signal aliasing.** Questo diagramma schematico mostra come un campionamento a intervalli costanti (le linee grigie verticali con un punto rosso posizionato dove la forma d'onda viene campionata) comporti una misurazione ambigua della frequenza dell'onda ultrasonora. Una duplice misurazione della lunghezza d'onda, come mostrato nella parte superiore, misura correttamente la frequenza d'onda. Secondariamente all'aumento della frequenza dall'apice alla base un campionamento saltatorio comporta la visualizzazione di frequenze apparentemente minori e di orientamento opposto a quelle della forma d'onda reale.

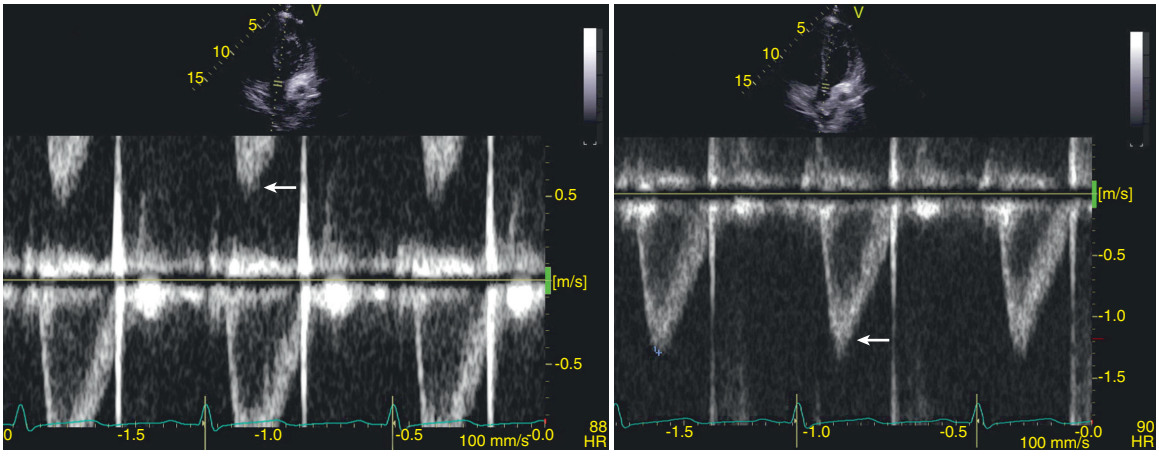


**Figura 1-23 Signal aliasing del Doppler pulsato.** La velocità di efflusso del ventricolo sinistro misurata da una finestra apicale supera il numero di Nyquist e comporta aliasing (*a sinistra*) con la comparsa del picco della curva d'efflusso sul lato opposto (*freccia*). Il grado di aliasing può essere risolto spostando la linea di base (*a destra*), un artificio della visualizzazione spettrale.

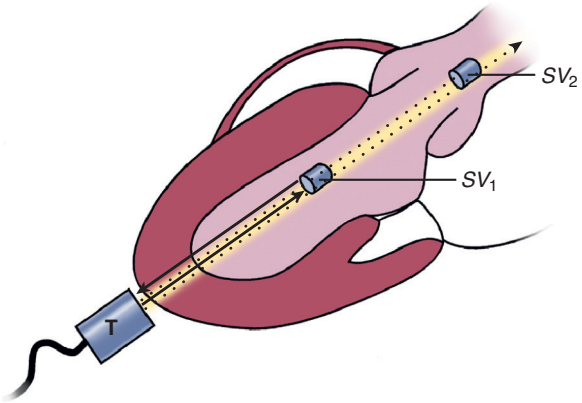


**Figura 1-24 Doppler ultrasonoro ad alta frequenza di ripetizione (PFR).** Il Doppler ad alta PFR si basa sul principio che con una profondità del volume campione definita ($SV_1$) alcuni ultrasuoni penetreranno oltre tale profondità. Segnali retrocondotti da profondità esattamente doppie rispetto a quella predefinita ($SV_2$) ritorneranno al trasduttore (*T*) durante la fase di ricezione successiva. In questo modo segnali di entrambi i volumi campionati saranno registrati contemporaneamente.

può ripristinare la curva di velocità attesa e permettere il calcolo della velocità massima. Quando le velocità oltrepassano nuovamente il limite di Nyquist compaiono segnali ripetutamente "avvolti" prima nel reverse channel, successivamente nel forward channel e così via a ripetersi. Occasionalmente, è possibile intuire la forma dell'onda, ma più spesso compare solo una banda confusa di segnali delle velocità. Il flusso non laminare turbolento e il flusso laminare ad alta velocità con aliasing appaiono (e "suonano") simili all'analisi spettrale. Alcuni metodi per risolvere il problema dall'aliasing sono:

- Utilizzare il Doppler continuo
- Aumentare la PRF al massimo possibile per la profondità in esame (limite di Nyquist)
- Aumentare il numero di volumi di campionamento (Doppler ad alta PRF)
- Utilizzare un trasduttore a frequenza più bassa
- Spostare la linea di base al bordo dello schermo

Il Doppler continuo è l'approccio più sicuro per risolvere il problema dell'aliasing ad alte velocità. Gli altri escamotage possono invece essere utili quando la velocità eccede il limite di Nyquist di poco (meno del doppio).

Il Doppler ad alta PRF è nient'altro che l'uso estremizzato del range di ambiguità per aumentare la massima velocità misurabile con il Doppler pulsato (Fig. 1-24). Quando il trasduttore emette un impulso, i segnali retrocondotti dell'intero fascio di ultrasuoni ritornano al trasduttore. Il range di risoluzione è raggiunto campionando solo quei segnali compresi nel breve lasso di tempo corrispondente alla profondità di interesse. I segnali provenienti da profondità esattamente doppie raggiungeranno il trasduttore nella fase di ricezione successiva. Quindi i segnali dalle "armoniche" a 2×, 3×, 4× e così via recepiti alla profondità di campionamento possono essere potenzialmente analizzati. In genere l'intensità di questi segnali è bassa e vi sono pochi rifrattori mobili a quelle profondità cosicché quest'aliasing può essere ignorata. Se invece il volume campione è posto esattamente alla metà della profondità d'interesse i segnali retrocondotti da questo volume campione ($SV_1$) e da un secondo situato ($SV_2$) a profondità esattamente doppia e così via ritorneranno al trasduttore durante la fase di ricezione del ciclo successivo. Questa registrazione del segnale di interesse a PRF maggiori permette la misurazione di velocità maggiori senza aliasing (Fig. 1-25). Una PRF anche maggiore potrà essere ottenuta utilizzando volumi di campionamento addizionali (tre o quattro) più vicini. Ovviamente la maggiore limitazione di questa metodica è l'ambiguità del range. L'analisi

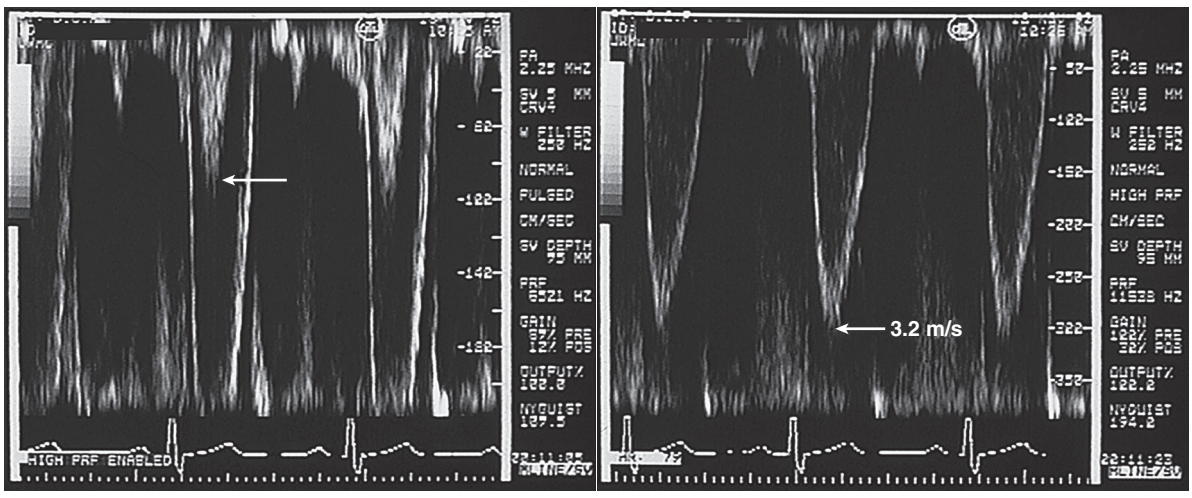


**Figura 1-25 Esempio di Doppler ad alta frequenza di ripetizione della pulsazione.** In questo caso la velocità di efflusso dal ventricolo sinistro eccede di due volte il limite di Nyquist, cosicché l'aliasing persiste anche dopo lo shift della linea basale (*a sinistra*). È chiaramente distinguibile il picco di velocità "avvolto" (*freccia*). Questa tecnica Doppler consente di determinare la velocità massima in questo paziente con membrana subaortica (*a destra*).

spettrale includerà quindi segnali provenienti da volumi di campionamento a ogni profondità e, come con il Doppler continuo, l'origine del segnale di interesse dovrà essere determinata con approcci complementari. Nonostante questi limiti, il Doppler ad alta PRF è utile per la valutazione delle velocità appena oltre il limite di aliasing del Doppler pulsato convenzionale. Spesso la modalità ad alta PRF è automaticamente attivata quando la velocità eccede una determinata soglia.

### Setting della velocità Doppler

I setting dei Doppler continuo e pulsato includono tipicamente:

- Power output – regola la quantità di energia elettrica trasmessa dal trasduttore
- Receiver gain – cambia il livello di amplificazione del segnale di ritorno
- Filtri "Wall" o high-pass – eliminano il Doppler shift a bassa frequenza derivante dal movimento del miocardio o delle valvole (permettendo la visualizzazione dei movimenti ad alta frequenza)
- Spostamento della linea di base – sposta la linea dello zero in alto o in basso nel display
- Range di velocità – aumenta o diminuisce la scala (con limiti per ogni modalità Doppler)
- Range dinamico – comprime l'ampiezza del segnale in una scala di grigi

In aggiunta le opzioni del Doppler pulsato includono:

- Profondità del volume di campionamento
- Lunghezza del volume di campionamento
- Numero dei volumi di campionamento (Doppler ad alta PRF)

Ognuna di queste tre modalità Doppler principali può essere integrata con l'imaging 2D. Tuttavia, mentre l'imaging del flusso al color-Doppler è quasi sempre associato all'imaging 2D, la qualità del segnale del Doppler pulsato è ottimizzata quando l'immagine 2D è "bloccata" e il Doppler continuo è ottimizzato utilizzando un trasduttore dedicato di piccole dimensioni senza imaging 2D. Al momento solo il color-Doppler può essere combinato con le immagini 3D.

### Artefatti dei valori di velocità Doppler

Numerosi artefatti Doppler sono correlati alla fisica degli ultrasuoni e alla geometria del fascio, analogamente a quanto visto per quelli dell'imaging 2D, mentre altri sono specifici dell'ecocardiografia Doppler (Tab. 1-7).

Clinicamente, l'artefatto più importante è la *sottostima della velocità* dovuta a un angolo di intersezione del fascio di ultrasuoni con il flusso ematico non parallelo (si veda Fig. 1-19). Una sottostima della velocità può comparire sia con il Doppler pulsato sia con quello continuo ed è di maggior interesse quando la misura di alte velocità è dovuta a stenosi valvolari, rigurgiti o altre anomalie intracardiache.

**TABELLA 1-7 Artefatti Doppler**

| Artefatti | Risultato |
|---|---|
| Angolo d'intersezione non parallelo | Sottostima della velocità |
| Aliasing | Impossibilità di misurare la velocità massima |
| Ambiguità di range | Registrazione di segnali Doppler da profondità maggiori di quelle in esame |
| Ampiezza del fascio | Sovrapposizione di segnali Doppler da flussi adiacenti |
| Immagine speculare | L'analisi spettrale mostra flussi unidirezionali sia al di sopra che al di sotto della linea di base |
| Interferenza elettronica | Segnali di banda simili oscurano il flusso Doppler |
| Effetto tempo-transito | Dei cambiamenti nella velocità dell'onda ultrasonora nel passaggio attraverso un mezzo in movimento comporta una leggera sovrastima del Doppler shift |

Con il Doppler pulsato, il *signal aliasing* limita la massima velocità misurabile. Se l'esaminatore riconosce questo artefatto può attuare le contromisure che gli permetteranno di analizzare comunque i dati raccolti. L'aliasing può essere dovuto a flusso non laminare come a flusso laminare ad alta velocità.

L'*ambiguità di range* è intrinseca al Doppler continuo, ma può comparire anche con il Doppler pulsato. Se un volume campione è prossimo al trasduttore, segnali forti provenienti da profondità 2 o 3 volte superiori a quella del volume campione possono essere ricevute nella fase di ricezione successiva e, quindi, interpretate erroneamente come provenienti dalla profondità del volume campione. Ad esempio in quattro camere apicali il posizionamento del volume campione all'apice del ventricolo sinistro a metà della distanza dall'anulus mitralico, comporterà un'immagine spettrale del segnale di flusso in entrata del ventricolo attraverso la mitrale dalla profondità del "secondo" volume campione. Il fenomeno dell'ambiguità di range viene utilizzato in maniera costruttiva per il Doppler ad alta PRF.

L'*ampiezza del fascio* (e lobi laterali o grating) influisce sul segnale Doppler e sull'imaging 2D, comportando sovrapposizione di visualizzazione spettrale delle strutture adiacenti al segnale di flusso. Ad esempio il flusso in entrata e in uscita dal ventricolo sinistro sono spesso visualizzati nella medesima registrazione, specialmente con il Doppler continuo. Analogamente, il segnale del flusso in ingresso del ventricolo sinistro può risultare sovrapposto al jet di rigurgito aortico (Fig. 1-26).

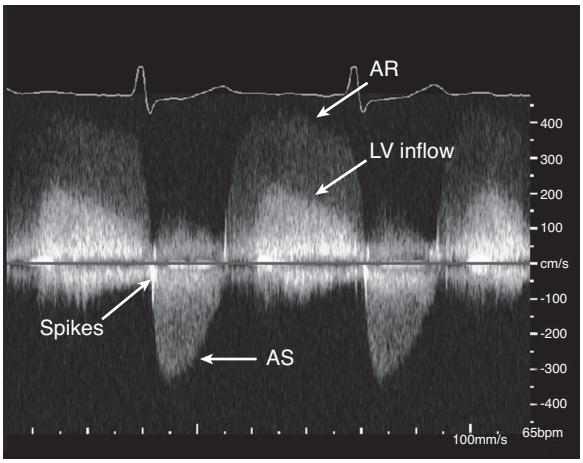


**Figura 1-26 Artefatti di ampiezza del fascio Doppler.** Questa registrazione con Doppler continuo da una finestra apicale mostra segnali di rigurgito aortico (*AR*) e di flusso in entrata del ventricolo sinistro in diastole (LV inflow) sovrapposti per colpa dell'ampiezza del fascio di ultrasuoni, perché l'ampiezza del fascio comprende entrambi i flussi. Sono inoltre visualizzati i picchi ad alta intensità (*spikes*) causati dal movimento dei dischi della valvola protesica (*freccia corta*). *AS*, stenosi aortica.

*Un artefatto da imaging speculare (mirror-image)* è frequente durante l'analisi spettrale e appare come un segnale simmetrico e meno intenso di quello del flusso reale, ma orientato in direzione opposta (Fig. 1-27). Questo artefatto può essere spesso attenuato o eliminato riducendo il gain dello strumento. Anche la ricezione del segnale di flusso da un angolo quasi perpendicolare può comportare la comparsa di segnali da entrambi i lati della linea di base.

L'*interferenza elettronica* si manifesta come una banda di segnali attraverso il display dell'analisi spettrale che oscura in parte il flusso dei segnali. Questi artefatti derivano da una inadeguata schermatura dell'apparecchiatura o dalla presenza di altri apparecchi elettronici nella stanza e sono particolarmente frequenti durante gli esami in unità di terapia intensiva, in aree adibite a procedure d'emergenza e nelle sale operatorie.

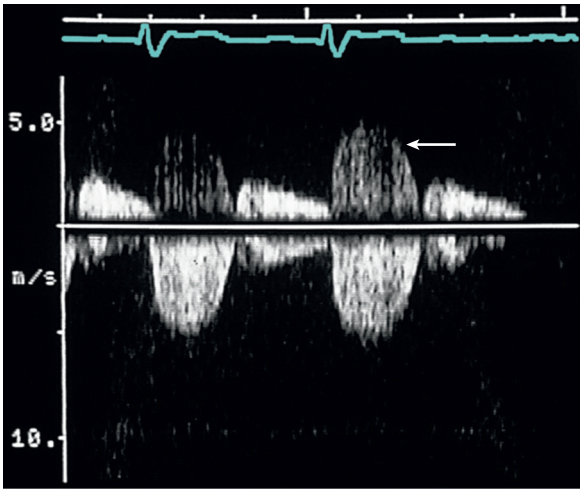


**Figura 1-27 Artefatti Doppler "speculari".** Un artefatto speculare ("mirror image") con segnali di flusso apparentemente più deboli nel canale opposto (*freccia*).

L'effetto *tempo di transito* è il cambiamento nella velocità di propagazione che avviene quando un'onda ultrasonora passa attraverso una struttura in movimento, come il sangue. Questo fenomeno è diverso dall'effetto Doppler (che riguarda il segnale retrocondotto) ed è alla base della misurazione del volume di flusso effettuata con una sonda *transit-time* (tempo di transito). Sulla visualizzazione spettrale l'effetto tempo di transito appare come un leggero allargamento del range di velocità in un determinato momento ("sfocatura" sull'asse verticale), che potenzialmente può comportare una lieve sovrastima della velocità.

## Imaging di flusso con color-Doppler

### *Principi*

L'imaging di flusso con color-Doppler è basato sui principi dell'ecocardiografia a Doppler pulsato. In questa modalità non viene effettuata la misura a una singola profondità del volume campione lungo il fascio di ultrasuoni, ma vengono raccolti shift di frequenza molteplici lungo ogni linea di scansione (Fig. 1-28). Unendo i dati di ogni linea adiacente viene formata un'immagine bidimensionale del flusso intracardiaco.

Lungo ogni linea di scansione viene trasmessa una pulsazione ultrasonora e i segnali retrocondotti vengono captati da ogni profondità lungo la linea di scansione (Tab. 1-8). Per effettuare un calcolo preciso della velocità si utilizzano più sequenze lungo ogni linea

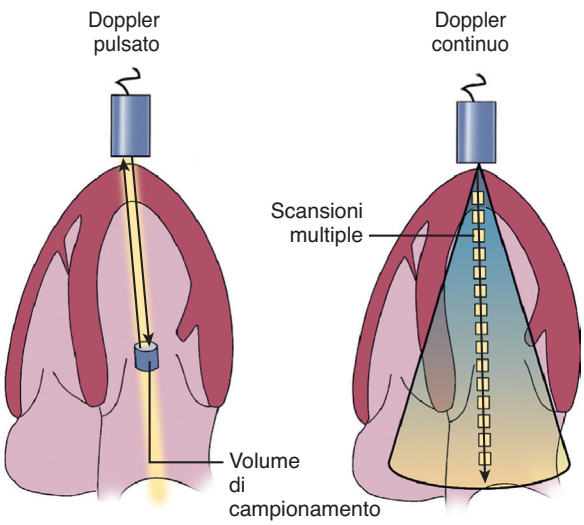


**Figura 1-28 Immagini di flusso al color-Doppler.** Con il Doppler pulsato la profondità del volume campione è determinata dal tempo necessario agli ultrasuoni per raggiungere la profondità delle strutture in esame e ritornare al trasduttore (*a sinistra*). Con l'imaging a colori vengono "interrogati" volumi campione multlipli su ciascuna linea di scansione e questo processo viene ripetuto lungo tutto il piano 2D (*a destra*).

di scansione – di solito 8 – i *burst length* (Fig. 1-29). La PRF, come nel Doppler convenzionale, è determinata dalla massima profondità dei segnali Doppler. Segnali da tutte e otto le sequenze di campionamento in ogni punto di rilevamento sono poi analizzati per ottenere stime della velocità media lungo la linea di scansione.

Le velocità sono visualizzate utilizzando una scala colorata che mostra il flusso verso il trasduttore in rosso e quello in allontanamento dal trasduttore in blu con una gradazione dell'intensità del colore a indicare la velocità fino al limite di Nyquist. L'opzione che consente di visualizzare la "varianza" permette l'utilizzo di un colore addizionale (abitualmente il verde) per indicare variabilità nelle velocità medie degli otto burst lungo la linea di scansione, indicando così un flusso turbolento o aliasing di un segnale ad alta velocità. Questo processo viene ripetuto per ogni linea di scansione adiacente e poiché ogni fase richiede un certo ammontare di tempo che varia a seconda della velocità del suono in quel dato tessuto, la rapidità con la quale l'immagine può essere aggiornata (frame rate) risulta dalla combinazione di questi fattori.

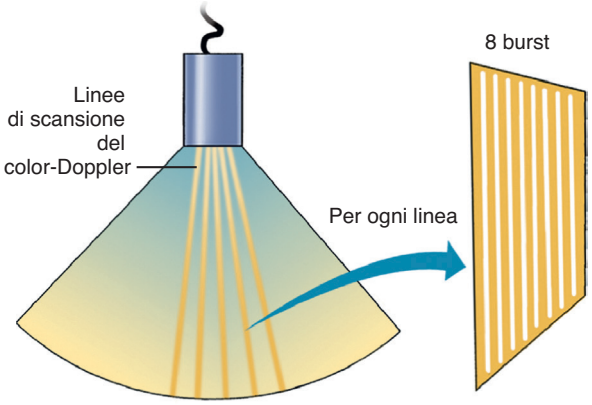


**Figura 1-29 Immagini di flusso al color-Doppler a burst (sequenze).** Con ogni linea di scansione color-Doppler diversi (solitamente 8) burst di ultrasuoni vengono trasmessi e ricevuti per permettere un'adeguata misurazione della velocità.

**TABELLA 1-8 Imaging di flusso color-Doppler**

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Linea di campionamento | I dati Doppler sono visualizzati da diverse linee di campionamento nell'immagine | Anziché campionare i segnali riflessi da una precisa profondità (come nel Doppler pulsato) vengono analizzati segnali da diverse profondità lungo il fascio di ultrasuoni | Un numero maggiore di linee di campionamento comporta risultati più corposi ma un frame rate minore |
| Lunghezza di burst (scarica) | Il numero di burst di ultrasuoni lungo la linea di campionamento | La velocità media è stimata con la media dei segnali riflessi da ogni burst | Un numero maggiore di burst comporta una stima della velocità più accurata ma un frame rate minore |
| Ampiezza del settore di campionamento | L'ampiezza della visualizzazione bidimensionale e dell'immagine a colori | Un'ampiezza maggiore richiede più linee di campionamento o la raccolta di meno dati velocimetrici | Un settore di campionamento minore permette di ottenere una maggiore densità di linee di campionamento e un frame rate più alto |
| Profondità del settore di campionamento | La profondità dell'immagine color-Doppler visualizzata | La massima profondità del settore definisce la PRF (come per il Doppler pulsato) e il limite di Nyquist | Minore è la profondità di analisi maggiore sara la qualità del color-Doppler |
| Scala di colori | La visualizzazione mediante colori di velocità e direzione del flusso al Doppler | La maggior parte delle apparecchiature utilizzano una scala di rossi per il flusso diretto verso il trasduttore e di blu per il flusso opposto | La scala di colori può essere regolata muovendo la linea di base e cambiando la velocità massima visualizzabile (entro il limite di Nyquist) |
| Varianza | Il grado di variabilità nella stima della velocità media a ogni profondità lungo la linea di campionamento | La varianza è tipicamente visualizzata in scala di verdi superimposta alla scala velocimetrica di blu-rosso. La visualizzazione della varianza è facoltativa | La visualizzazione della varianza evidenzia disturbi di flusso e alte velocità. Anche flussi normali mostreranno varianza se la velocità supera il limite di Nyquist |

*PRF*, frequenza di ripetizione della pulsazione.

## Opzioni strumentali di controllo del color-Doppler

La visualizzazione del flusso colorato è in parte modificabile in ogni specifico strumento. Quindi, dato che molti parametri sono modificabili dall'operatore, per effettuare al meglio un esame è necessaria una particolare attenzione nel setting della strumentazione.

La *mappa del color-flow* (flusso colorato) può essere modificata in termini di:

- Scala del colore (assegnazione dei colori a direzione e velocità)
- Range della velocità (entro il limite di Nyquist per quella profondità)
- Posizione della linea dello zero sulla scala colorata
- Introduzione della varianza nella scala colorata

La specifica scala colorata utilizzata è una questione di preferenze personali, con l'obiettivo diagnostico di ottimizzare la visualizzazione e il riconoscimento di pattern di flusso anomali.

Il *range di velocità* della mappa del color-flow è determinato dal limite di Nyquist e, come per il Doppler pulsato convenzionale, questo range può essere modificato spostando la linea dello zero, cambiando la PRF o alterando la profondità dell'immagine visualizzata. Inoltre, il range di velocità può essere impostato a un valore inferiore al limite di Nyquist per migliorare la visualizzazione di flussi a basse velocità come il flusso polmonare venoso.

Il *power output (emissione di energia)* del color-Doppler e il *gain* sono impostati in maniera tale che il gain sia appena inferiore al livello al quale compare il rumore di fondo. I filtri "wall" possono essere modificati per escludere i segnali a bassa velocità della visualizzazione con il flusso di colore. Inoltre, i diversi strumenti permettono variazioni nell'assegnazione dei segnali di ritorno alla visualizzazione dell'immagine 2D o del Doppler (a seconda dell'intensità del segnale). Un approccio all'ottimizzazione della visualizzazione del color-flow è di ridurre il gain del 2D, perché il macchinario non mostra i dati di flusso all'apice delle "strutture" nemmeno quando il segnale 2D è imputabile a un gain eccessivo.

Forse il fattore tecnico più importante nell'imaging color-flow è l'ottimizzazione del *frame rate*. Il frame rate del color-flow dipende dall'ampiezza del fascio, dalla profondità, dalla PRF e dal numero di campionamenti per linea di scansione. L'esaminatore dovrebbe ottimizzare il frame rate concentrandosi sul flusso di interesse, restringendo l'ampiezza di scansione e riducendo quanto più possibile la profondità (Fig. 1-30). Quando il frame rate resta comunque inadatto a misurare anormalità del flusso, può essere utile una linea M colorata attraverso l'area in esame (ad esempio, nella quantificazione di un rigurgito aortico).

## Artefatti dell'imaging del color-Doppler

Anche in questo caso gli artefatti sono secondari alla fisica degli ultrasuoni che sta alla base della generazione delle immagini 2D e del flusso Doppler (Tab. 1-9). *Ombre acustiche* sono prominenti in posizione distale rispetto a strutture ad elevata impedenza che determinano l'assenza di dati sia 2D sia di flusso entro il cono dell'ombra.

Il *ghosting* è la comparsa (breve, spesso uno o due frame) di ampi pattern colorati che si sovrappongono a strutture anatomiche e non corrispondono ad alcun pattern di flusso sottostante. Questo artefatto è causato da strutture molto riflettenti in movimento (come i dischi di valvole protesiche). Tipicamente sono di colore rosso o blu intenso e variano in modo casuale da battito a battito.

I setting del gain del color-Doppler possono avere effetti significativi sull'immagine del color-flow. Un gain eccessivo può comportare un pattern punteggiato uniforme in tutto il piano dell'immagine 2D, generando un alto *rumore di fondo*. Al contrario, un gain troppo basso o una bassa intensità del segnale comportano la

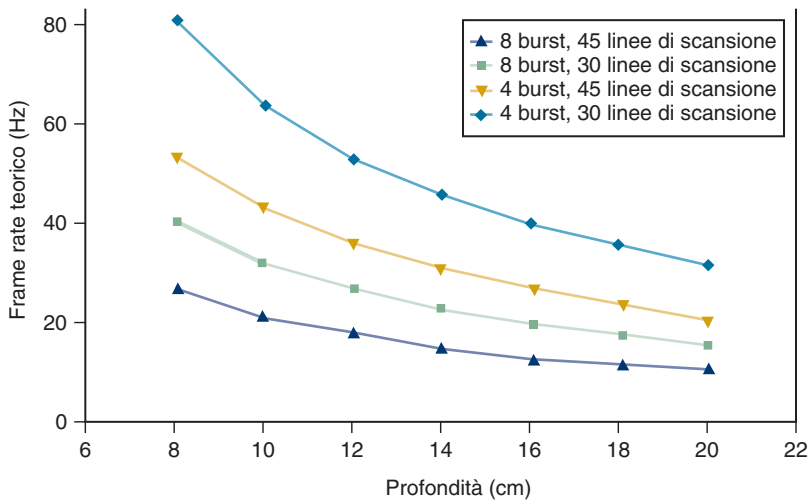


**Figura 1-30 Frame rate del color-Doppler.** Grafico del frame rate massimale per il color-Doppler (*asse verticale*) in relazione alla profondità (*asse orizzontale*) per 8 e 4 burst per ogni linea di scansione e 30 o 45 linee di scansione per ogni frame. Da notare che a una profondità di 16 cm un frame rate di 20 fps o maggiore può essere ottenuto solamente limitando la lunghezza dei burst a 4 o restringendo il settore a 30 linee di scansione.

**TABELLA 1-9 Artefatti color-Doppler**

| Artefatti | Aspetto |
|---|---|
| Shadowing (ombreggiatura) | Assenza di segnale o mascheramento |
| Ghosting (segnali fantasma) | Brevi fasci colorati che si sovrappongono a strutture anatomiche e non correlano con alcun pattern di flusso fisiologicamente identificabile |
| Rumore di fondo | Pattern colorato punteggiato nell'immagine 2D dovuto a un eccessivo gain |
| Sottostima del segnale di flusso | Perdita di segnali per errata regolazione del gain |
| Angolo d'intersezione | Cambiamento del colore (o assenza a 90°) dovuto all'angolo che si crea tra la direzione del flusso e il fascio di ultrasuoni |
| Aliasing | Inversione sulla scala delle velocità della rappresentazione del segnale Doppler (sopra-sotto, rosso-blu) dovuta al superamento del limite di Nyquist |
| Riverbero | Riverberi di segnale di breve durata al di là di una struttura altamente riflettente (ad esempio, una protesi meccanica) |
| Interferenza elettronica | Pattern colorati lineari o complessi distribuiti nell'immagine |

visualizzazione di un'area di flusso più piccola di quanto sia in realtà. Gli ecocardiografisti più esperti raccomandano una regolazione del livello del gain appena sotto il livello del rumore di fondo per ottimizzare il segnale.

Come per molte tecniche Doppler, *l'angolo di intersezione* tra il fascio di ultrasuoni e la direzione del flusso ematico *per ogni linea di scansione* influisce sulla visualizzazione del colore sia in termini di direzione sia di velocità. Perciò, un flusso con velocità uniforme che attraversi il piano dell'immagine appare rosso (verso il trasduttore) in una parte dell'immagine e blu (in allontanamento) in un'altra, con un'area nera al centro dove la direzione del flusso sia perpendicolare al fascio di ultrasuoni (Fig. 1-31).

Le velocità di flusso che superano il limite di Nyquist a qualsiasi data profondità comportano *signal aliasing*. L'aliasing nel color-flow appare come un'inversione del segnale della velocità, similarmente a quanto visto con la visualizzazione spettrale, cosicché una velocità con aliasing verso il trasduttore (che dovrebbe essere

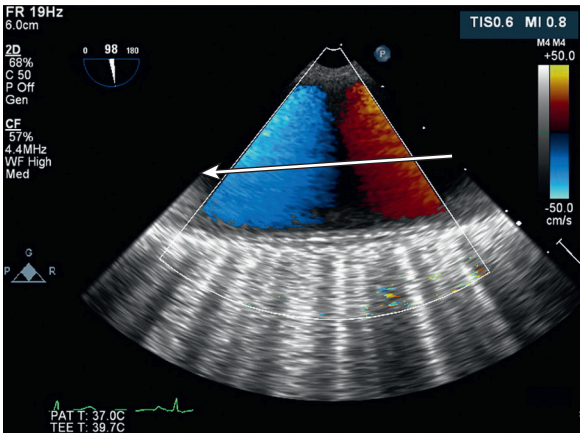


**Figura 1-31** **Effetto dell'angolo di intersezione sulla visualizzazione del color-Doppler.** In questa immagine dell'asse lungo dell'aorta discendente durante una TEE, il flusso sistolico va da destra a sinistra attraverso il piano dell'immagine, come mostrato dalla *freccia*. Comunque il flusso nella parte destra dell'immagine è rosso (perché in avvicinamento dal trasduttore) mentre il flusso nella parte sinistra è blu (perché in allontanamento dal trasduttore), con un'area nera al centro dell'immagine dove il fascio di ultrasuoni è perpendicolare al flusso.

rossa) sembra in realtà allontanarsi dal trasduttore stesso (visualizzata in blu). L'aliasing è molto frequente nelle immagini con color-flow; ad esempio il flusso di ingresso al ventricolo sinistro appare rosso e blu (a causa dell'aliasing) in una visione apicale (Fig. 1-32). Il color aliasing può essere sfruttato dall'operatore per quantificare il flusso basandosi sul metodo della superfice prossimale a velocità costante, come descritto nel Capitolo 12. In alcuni casi l'aliasing comporta una variazione della visualizzazione (dovuta a un'apparente cambiamento di velocità in quella zona) un riscontro che enfatizza il fatto che la visualizzazione della varianza non sempre indica un flusso turbolento.

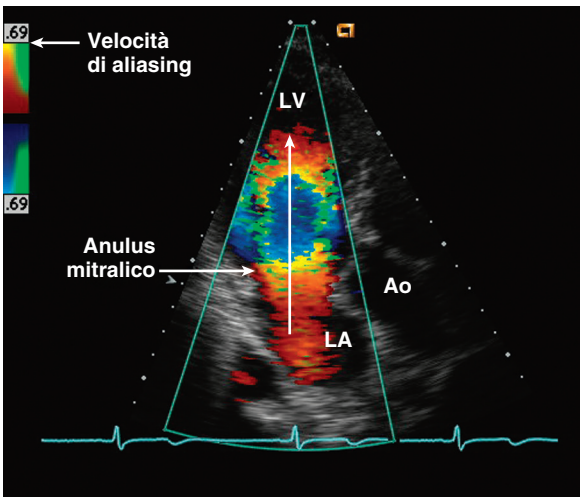


**Figura 1-32** **Signal aliasing dell'imaging di flusso con color-Doppler.** Un segnale di flusso in entrata del ventricolo sinistro (*apice*) mostra aliasing dal rosso al blu a livello dell'anulus mitralico, perché la velocità eccede il limite di Nyquist di 69 cm/s. *Ao*, aorta.

L'*interferenza elettronica* nella visualizzazione del color-flow dipende dallo strumento. Come con altri artefatti da interferenza elettrica, è più probabile che avvenga in ambienti con numerosi altri strumenti (ad esempio sale operatorie o unità di terapia intensiva). Talvolta appare come una banda multicolore lineare nell'immagine in diverse linee di scansione; talvolta si possono vedere pattern più complessi. È necessaria molta attenzione poiché l'interferenza elettronica può talora causare la soppressione del segnale color-flow. Questo artefatto può essere riconosciuto per l'assenza di pattern di flusso anterogrado.

### Doppler tissutale

I principi del Doppler possono essere applicati anche per misurare il movimento miocardico utilizzando sia il Doppler pulsato con un volume campione in uno specifico sito del miocardio sia il color-Doppler per visualizzare il movimento del miocardio nell'intero piano dell'immagine. I principi base dell'ultrasonografia Doppler si applicano anche al Doppler tissutale. I segnali del Doppler tissutale hanno grande ampiezza, e, quindi, bassi power output e gain, mentre le sue velocità sono molto basse, cosicché il range di velocità è anch'esso ristretto (per dettagli si veda il Cap. 4).

Le velocità del Doppler pulsato e di quello tissutale a colori sono dipendenti dall'angolazione, mostrando il movimento da e verso il trasduttore. Il Doppler tissutale pulsato utilizza una visualizzazione spettrale che permette un'accurata misurazione della velocità. Il Doppler tissutale a colori, come le altre immagini a colori, mostra velocità medie per le componenti in movimento da e verso il trasduttore. La misurazione dello strain rate e dello strain dal tissue Doppler è trattata nel Capitolo 4.

## EFFETTI BIOLOGICI E SICUREZZA

L'utilizzo di ultrasuoni per la diagnostica cardiaca non ha effetti biologici avversi noti. Tuttavia, gli ultrasuoni possono potenzialmente causare effetti biologici significativi a seconda dell'intensità dell'esposizione. Perciò i medici e gli ecocardiografisti devono essere al corrente dei potenziali effetti collaterali per garantire la maggior sicurezza possibile nell'esercizio di questa pratica.

### Effetti biologici

Gli effetti biologici degli ultrasuoni (Tab. 1-10) possono essere suddivisi in tre categorie basilari:

- Effetti termici
- Cavitazioni
- Altri (forze torcenti e microstreaming)

Gli effetti termici predominano nella diagnostica a ultrasuoni: quando l'onda sonora attraversa un tessuto genera calore per l'assorbimento dell'energia meccanica dell'onda sonora. Il ritmo cui la temperatura

**TABELLA 1-10 Nomenclatura in ultrasonologia: sicurezza**

| | Definizione | Esempi | Implicazioni cliniche |
|---|---|---|---|
| Intensità dell'esposizione (*I*) | Dipende dalla potenza per la superficie: *I* = potenza / area = W/cm$^2$ | Le più comuni misure sono la SPTA o la SPPA | L'output del trasduttore e l'esposizione tissutale determinano il livello totale d'esposizione del paziente |
| Effetti biologici | Il surriscaldamento dei tessuti dovuto all'assorbimento di energia ultrasonora come descritto nell'indice termico (TI) | Il grado di surriscaldamentoè definito dalla densità dei tessuti e del flusso ematico<br>TI è la quantità di potenza acustica trasmessa necessaria a riscaldare l'area di 1°<br>TI è particolarmente importante per l'imaging Doppler e color-flow | L'esposizione totale dipende da: frequenza del trasduttore, potenza, fuoco, profondità e durata dell'esame<br>Qualora il TI sia maggiore di 1 il rapporto rischio/beneficio va attentamente valutato |
| Cavitazioni | La creazione o la vibrazione di piccole bolle d'aria dovute all'onda ultrasonora | L'indice meccanico (MI) è il picco della pressione rarefazionale diviso la radice quadrata della frequenza del trasduttore<br>MI è particolarmente importante per l'imaging 2D | La cavitazione o la vibrazione delle microbolle si verificano per alte intensità di esposizione<br>Potenza in uscita e tempo di esposizione dovrebbero essere controllati |

*SPPA*, media spaziale dei picchi pulsatori; *SPTA*, media temporale.

aumenta $dT/dt$ dipende dal coefficiente di assorbimento del tessuto per una determinata frequenza $\alpha$, dalla densità $\rho$ e dal calore specifico $C_m$ del tessuto all'intensità di esposizione $I$:

$$dT/dt = 2\alpha I/\rho C_m \quad \text{(Eq. 1-10)}$$

Aumenti di temperature come conseguenza dell'esposizione sono compensate dalla perdita di calore per lo scorrere del sangue attraverso il tessuto (perdita convettiva) e dalla diffusione del calore. Tessuti più densi (come l'osso) si scaldano più rapidamente rispetto a tessuti meno densi (come l'adipe). Ciononostante, l'effettivo riscaldamento è difficilmente prevedibile sia per la complessità del sistema biologico nel suo insieme sia perché l'intensità dell'esposizione è difficilmente quantificabile con accuratezza. Inoltre, il grado di surriscaldamento tissutale dipende anche da frequenza del trasduttore, focus, power output, profondità, perfusione e densità del tessuto.

La *cavitazione* è la creazione o la vibrazione di piccoli corpi gassosi da parte del fascio di ultrasuoni. La cavitazione compare tendenzialmente solo ad alte esposizioni. Queste microbolle risuonano (aumentano e diminuiscono le loro dimensioni) a seconda delle loro dimensioni in relazione all'onda sonora con una frequenza di risonanza $F_0$ definita dal raggio delle microbolle ($R_0$ in micron):

$$F_0 = 3260/R_0 \quad \text{(Eq. 1-11)}$$

Le microbolle possono formarsi per effetto degli ultrasuoni anche per l'ingrandimento di piccoli nuclei di cavitazione. Non è stato dimostrato che questo fenomeno possa avvenire per esposizioni di ultrasuoni a scopo diagnostico. Ciò nonostante è più importante quando nel campo degli ultrasuoni vi siano corpi gassosi come avviene con l'utilizzo di mezzi di eco contrasto.

Altri effetti biologici degli ultrasuoni avvengono esclusivamente per esposizioni molto maggiori di quelle presenti nell'impiego diagnostico. Questi effetti includono il microstreaming, le forze torcenti e altri complessi effetti biologici.

## Sicurezza

L'intensità $I$ dell'esposizione agli ultrasuoni può essere quantificata in diversi modi. L'unità di misura più comunemente utilizzata è il power per area dove per power (potenza) si intende energia per intervallo di tempo:

$$I = \text{power}/\text{area} = \text{watt}/\text{cm}^2 \quad \text{(Eq. 1-12)}$$

La massima intensità è quindi descritta come la più alta esposizione entro il fascio (picco spaziale) in media entro il periodo di esposizione (media temporale) ed è nota come *picco spazio temporale di intensità media* (SPTA). Un'altra comune misura è la *media di picco pulsato spaziale* (SPPA), definita come l'intensità della pulsazione media nel punto in cui l'intensità della pulsazione è massima.

Una limitazione maggiore della misurazione dell'esposizione consiste nel fatto che mentre la misura dell'*output* del trasduttore (ad esempio in acqua) appare facile, la stima dell'*esposizione* tissutale è più complessa a causa dell'attenuazione e di altre interazioni all'interno del tessuto. Inoltre, l'esposizione tissutale, limitata alle fasi di trasmissione (fatto che si riflette nel concetto di duty factor) e il tempo nel quale l'ultrasuono raggiunge la profondità di interesse nel complesso coprono un tempo molto minore rispetto a quello totale dell'esame. Per definire con maggiore chiarezza l'entità dell'esposizione agli ultrasuoni a fini diagnostici, sono stati sviluppati altri indici che tengono conto di tali fattori. Questi indici includono il thermal index (TI) e il mechanical index (MI).

Il TI dei tessuti molli è basato sul rapporto tra potenza acustica trasmessa e potenza necessaria per aumentare la temperatura tissutale di 1 °C:

$$\text{TI} = W_p/W_{deg} \quad \text{(Eq. 1-13)}$$

dove $W_p$ è un parametro di potenza calcolato dall'output di potenza e dall'attenuazione acustica e $W_{deg}$ è la stima della potenza necessaria ad aumentare la temperatura tissutale di 1 °C. Vi sono differenti thermal index per tessuto osseo e ossa craniche che sono meno rilevanti per l'ecocardiografia.

Il MI descrive gli effetti non termici dagli ultrasuoni (cavitazioni e altri effetti), come il rapporto tra picco di pressione rarefattiva e radice quadrata della frequenza del trasduttore con la seguente definizione specifica:

$$\text{MI} = [\rho_{r.3}/(f_c^{1/2})]/C_{MI} \quad \text{(Eq. 1-14)}$$

dove $C_{MI}$ è uguale ad 1 Mpa $\text{MHz}^{-1/2}$, $\rho_{r.3}$ è la pressione in megapascal del picco-rarefattivo e $f_c$ è la frequenza centrale del trasduttore in MHz.

Un MI o TI inferiore a 1 è generalmente considerato sicuro; numeri maggiori indicano una più alta probabilità di effetti biologici. Questi indici vengono mostrati solamente da strumenti in grado di evidenziare un MI superiore a 1. Con livelli superiori a 1 il rischio potenziale deve essere valutato alla luce del beneficio clinico prima di esporre il paziente alla procedura (Fig. 1-33). Il thermal index è più importante in ambito Doppler e color-flow mentre il MI è più rilevante in ambito di imaging 2D.

Sebbene non sia noto alcun rischio associato all'uso dell'ecografia cardiaca come tecnica diagnostica nei soggetti adulti, è tuttavia opportuno:

- Effettuare ecocardiografie solo quando clinicamente indicato (Cap. 5), se parte di un protocollo di ricerca approvato o in appropriati momenti didattici.
- Conoscere il power output e le intensità di esposizione delle differenti modalità (imaging e Doppler) di ogni strumento.

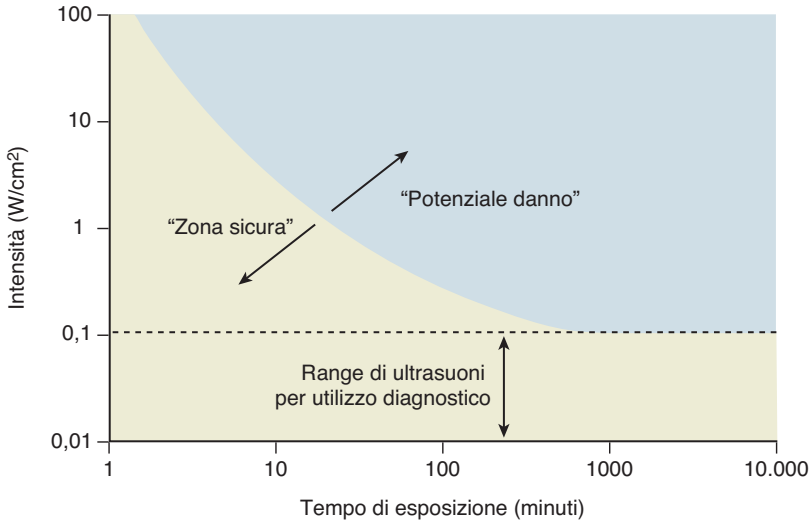


**Figura 1-33 Potenziali effetti biologici degli ultrasuoni.** Zone sicure e potenzialmente dannose sono evidenziate in base alle diverse intensità degli ultrasuoni e ai tempi di esposizione. La *linea tratteggiata* mostra il limite superiore delle intensità tipicamente utilizzate in diagnostica. *(Adattata da: Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EH, et al: The essential physics of medical imaging, ed 2, Philadelphia, 2002, Lippincott Williams & Wilkins, 2002, Fig. 16.21.)*

- Limitare il power output e il tempo di esposizione quanto più possibile, compatibilmente con la necessità di acquisire le informazioni necessarie.
- Mantenersi aggiornati riguardo ogni possibile nuova scoperta relativa a possibili effetti avversi.

Questi principi sono riassunti nell'acronimo ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), nei cui concetti chiave si racchiude l'uso dell'ecografia solo quando indicata e la riduzione al minimo del tempo e dell'intensità di esposizione.

## L'ESAME ECOCARDIOGRAFICO

### Principi basilari

| OTTIMIZZAZIONE DELLE IMMAGINI ECOCARDIOGRAFICHE | | |
|---|---|---|
| **Controllo strumentale** | **Ottimizzazione dei dati** | **Dubbi clinici** |
| Trasduttore | • Si rendono necessari differenti tipi di trasduttore e di trasmissione di frequenza per specifiche applicazioni cliniche<br>• La trasmissione della frequenza è regolata per la penetrazione tissutale in ogni paziente e per la modalità ecocardiografica (Doppler *vs* imaging) | • Un trasduttore ad alta frequenza fornisce una migliore risoluzione ma una minore penetrazione<br>• Una maggiore apertura fornisce un fascio più focalizzato |
| Power output | • Il power output riflette l'accumulo di energia ultrasonora trasmessa al tessuto<br>• Un elevato power output determina una penetrazione tissutale maggiore | • Devono essere considerati i possibili effetti biologici<br>• La tempistica dell'esame e gli indici termici e meccanici vanno monitorati |
| Imaging mode | • L'imaging 2D è l'esame standard applicabile a più indicazioni<br>• L' M-mode fornisce un alto tempo di risoluzione lungo una linea di scansione<br>• L'imaging 3D fornisce dettagli più accurati sulla risoluzione spaziale | • La misura ottimale delle quattro camere cardiache e dei vasi richiede plurime modalità di imaging |
| Posizione del trasduttore | • Finestre acustiche permettono una penetrazione degli ultrasuoni senza interferenza da parte del polmone o dell'apparato scheletrico<br>• Finestre acustiche transtoraciche includono la parasternale, l'apicale sottocostale, e la soprasternale<br>• Finestre acustiche alla TEE comprendono le proiezioni esofagee e transgastriche | • È necessaria un'ottima posizione del paziente per un migliore accesso acustico al cuore<br>• La risoluzione dell'immagine è ottimale quando il fascio di ultrasuoni si riflette perpendicolarmente all'interfaccia del tessuto<br>• I segnali Doppler sono ottimali quando il flusso di ultrasuoni è allineato parallelamente al flusso |
| Profondità | • La profondità deve essere aggiustata per mostrare le strutture di interesse<br>• Il PRF dipende dalla massima profondità dell'immagine | • La PRF è più elevata alle profondità superficiali che contribuiscono a migliorare la risoluzione dell'immagine<br>• La risoluzione assiale è la stessa lungo l'intera lunghezza del fascio di ultrasuoni<br>• L'aumento della risoluzione laterale dipende dalla forma 3D del fascio di ultrasuoni a ogni profondità |
| Ampiezza del sector | • L'ampiezza standard del sector è 60°, ma un sector più ristretto permette una maggiore linea di scansione e un frame rate più veloce | • L'ampiezza del sector dovrebbe essere aggiustata quando necessario per ottimizzare l'immagine<br>• Un sector troppo ristretto può causare la perdita di importanti elementi anatomici al Doppler |
| Guadagno | • Un guadagno totale influenza la visualizzazione del segnale ultrasonoro riflesso | • Un eccessivo guadagno nasconde i confini della zona da identificare<br>• Un guadagno non appropriato determina un'alterazione della visualizzazione delle onde riflettenti dall'interfaccia del tessuto |
| TCG | • La TGC regola il guadagno differentemente lungo la lunghezza del fascio di ultrasuoni per compensare gli effetti dell'attenuazione | • Un'appropriata curva TCG risulta in un'immagine con luminosità simile nell'immagine del sector sia prossimalmente sia distalmente |
| Scala dei grigi o range dinamico | • L'ampiezza degli ultrasuoni si visualizza utilizzando una scala decibel delle ombre di grigio | • Il range delle ampiezze visualizzate si aggiusta per ottimizzare l'immagine applicando il range dinamico o i controlli di compressione |
| Imaging armonico | • Le frequenze armoniche sono proporzionali alla forza della frequenza fondamentale ma aumentano con la profondità della propagazione | • L'imaging armonico migliora la definizione endocardica e riduce gli artefatti della zona prossimale e laterale<br>• Le strutture piatte come le valvole appaiono più spesse con l'imaging armonico rispetto a quello di base<br>• La risoluzione assiale si riduce |

(segue)

## Principi basilari (*seguito*)

| OTTIMIZZAZIONE DELLE IMMAGINI ECOCARDIOGRAFICHE | | |
|---|---|---|
| **Controllo strumentale** | **Ottimizzazione dei dati** | **Dubbi clinici** |
| Profondità focale | • I parametri del trasduttore che influenzano la profondità focale comprendono il pattern di array, la misura dell'apertura e il focusing acustico | • Il fascio di ultrasuoni è maggiormente focalizzato sul punto di giunzione fra la zona prossimale e il campo distale del fascio<br>• Il trasduttore permette di acquisire una zona focale maggiore. In alcuni casi la zona focale può essere aggiustata durante l'esame |
| Modalità zoom | • L'immagine ultrasonora può essere ristretta a un minore intervallo di profondità e a una sezione ristretta. La profondità massima determina ancora PRF, ma la densità della linea di scansione e il frame rate possono essere ottimizzate nella regione d'interesse | • La modalità zoom si utilizza per analizzare le aree di interesse identificate nelle visioni standard |
| ECG | • Il segnale ECG è essenziale per l'acquisizione del corretto ciclo cardiaco | • Un segnale disturbato, o un ECG di bassa ampiezza, risulta in un non corretto triggering o in una registrazione disattenta di un ciclo cardiaco incompleto |

*ECG*, elettrocardiogramma; *PRF*, frequenza di ripetizione pulsatoria; *TGC*, time-gain compensation.

## Ottimizzazione delle registrazioni Doppler

| Modalità | Ottimizzazione dei dati | Artefatti comuni |
|---|---|---|
| Pulsato | • Guida 2D con immagini "congelate"<br>• Parallelo al flusso<br>• Piccolo volume campione<br>• Scala di velocità al limite di Nyquist<br>• Aggiustare la linea base per l'aliasing<br>• Uso di bassi filtri di parete<br>• Aggiustare il guadagno e l'intervallo dinamico | • Angolo non parallelo con sottostima della velocità<br>• Segnale di aliasing. Limite di Nyquist = ½ frequenza di ripetizione dell'impulso (PRF)<br>• Segnale forza o rumore |
| Continuo | • Trasduttore nonimaging dedicato<br>• Parallelo al flusso<br>• Aggiustare la scala di velocità così il flusso si adatta e riempie l'intervallo visualizzato<br>• Uso di elevati filtri di parete<br>• Aggiustare il guadagno e l'intervallo dinamico | • Angolazione non parallela con sottostima della velocità<br>• Ambiguità (*ambiguity*) dell'intervallo<br>• Ampiezza del fascio<br>• Effetto transit time |
| Color-flow | • Uso di una profondità minima e ampiezza del sector per il flusso d'interesse (migliore frame rate)<br>• Aggiustare il guadagno appena sotto il random noise<br>• Scala di colore al limite di Nyquist<br>• Ridurre il guadagno 2D per ottimizzare il segnale Doppler<br>• L'imaging a colori in 3D consente una migliore visualizzazione della dimensione e della forma della geometria del jet prossimale a un orifizio ristretto (ad esempio, rigurgito valvolare) | • Ombre<br>• Ghosting<br>• Interferenza elettronica |

## LETTURE CONSIGLIATE


1. Kremkau FW: *Sonography Principles and Instruments*, 10th ed, Philadelphia, 2020, Elsevier.
   *Libro di testo di base con testo chiaro e conciso, e illustrazioni informative. Oltre alla fisica degli ultrasuoni, capitoli dettagliati trattano i trasduttori ecografici, gli strumenti di imaging, i principi della tecnica Doppler, gli artefatti e la sicurezza. Ciascun capitolo contiene un paragrafo di ripasso con domande a scelta multipla, oltre a un esame completo (con risposte). Altamente raccomandato per medici ed ecografisti che effettuano o interpretano le ecocardiografie.*
2. Ultrasound. In: Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt JR, et al: *The Essential Physics of Medical Imaging*, 4th ed, Philadelphia, 2020, Wolters Kluwer.
   *Conciso, ma dettagliato riassunto della fisica degli ultrasuoni per medici. Include le caratteristiche del suono, l'interazione con i tessuti, il design dei trasduttori e le proprietà del fascio di ultrasuoni, spiegazioni riguardo risoluzione, acquisizione d'immagine, artefatti, ultrasonografia Doppler ed effetti biologici. Capitolo 14, pp 548-626.*
3. AIUM Curriculum for Fundamentals of Ultrasound Physics and Instrumentation, *Ultrasound Med* 38(8):1933–1935, 2019. https://doi.org/10.1002/ jum.15088. PMID: 31318485.
   *Breve sintesi degli obiettivi chiave di apprendimento della fisica degli ultrasuoni per ecografisti e medici.*
4. O'Brien WD Jr.: : Ultrasound-biophysics mechanisms, *Prog Biophys Mol Biol* 93:212–255, 2007
   *Una dettagliata discussione riguardo principi matematici ed effetti biologici degli ultrasuoni, incluse le onde sonore, la propagazione del suono, l'impedenza e l'attenuazione, le interazioni con i tessuti, i meccanismi e la rilevanza degli effetti biologici termodipendenti e non termodipendenti. 285 ulteriori voci bibliografiche.*
5. American Institute of Ultrasound: *Medical Ultrasound Safety*, ed 4, 2020. www.aium.org/resources/library.aspx.
   *Questo volume include sezioni sugli effetti biologici e sulla biofisica, sull'uso controllato e sull'applicazione del principio ALARA.*
6. Quien MM, Saric M: Ultrasound imaging artifacts: how to recognize them and how to avoid them, *Echocardiography* 35(9):1388–1401, 2018, https://doi. org/10.1111/ echo.14116. PMID: 30079966.
   *Articolo di revisione che spiega i meccanismi degli artefatti di imaging più comuni, con diagrammi chiari e testo esplicativo, oltre a esempi tratti dalla pratica clinica. Include dettagli tecnici su come ridurre al minimo gli artefatti di imaging.*
7. Shankar H, Pagel PS: Potential adverse ultrasound-related biological effects: a critical review, *Anesthesiology* 115(5): 1109–1124, 2011.
   *Rassegna dettagliata degli effetti biologici prodotti dagli ultrasuoni, tabella con definizioni terminologiche e sezioni su effetti termici, effetti meccanici, standard di sicurezza ed effetti biologici noti associati agli ultrasuoni. Gli autori concludono che, malgrado gli ultrasuoni possano potenzialmente sviluppare effetti avversi, non sono disponibili importanti rapporti che riferiscono di effetti nocivi generati nell'uomo.*
8. Bigelow TA, Church CC, Sandstrom K, et al: The thermal index: its strengths, weaknesses, and proposed improvements, *J Ultrasound Med* 30(5):714–734, 2011
   *Review del TI come misura dell'esposizione agli ultrasuoni in ambito diagnostico comprendente una discussione riguardo possibili limitazioni del focusing, la dipendenza dal fattore tempo, la temperatura e la propagazione non lineare. L'AIUM Output Standards Subcommittee raccomanda la risoluzione delle discrepanze delle attuali misurazioni del TI e la prosecuzione degli sforzi per identificare nuovi indici di rischio termico. 40 voci bibliografiche.*
9. Miller DL, Abo A, Abramowicz JS, et al: Diagnostic ultrasound safety review for point-of-care ultrasound practitioners, *J Ultrasound Med* 39(6):1069–1084, 2020.
   *Breve review che verte sulla sicurezza in ultrasonografia diagnostica. Sono discussi gli effetti biologici dell'esposizione agli ultrasuoni, la potenza acustica, l'interazione degli ultrasuoni con i tessuti e i meccanismi di lesione da energia termica e non termica. Enfatizza la necessità di limitare la durata dell'esposizione e regolare la potenza acustica in relazione agli obiettivi dell'imaging diagnostico.*
10. Papadacci C., Finel V., Villemain O., et al: 4D simultaneous tissue and blood flow Doppler imaging: revisiting cardiac Doppler index with single heart beat 4D ultrafast echocardiography, Phys Med Biol 64(8):085013, 2019.
    *La rapida e simultanea acquisizione di dati Doppler tissutali e del flusso sanguigno entro un volume tridimensionale ha il potenziale di consentire una misurazione semiautomatica dei dati Doppler, consentendo di ridurre i tempi di acquisizione e migliorare la riproducibilità. Questo è un esempio di ricerca e sviluppo della strumentazione ecocardiografica che potrebbe migliorare la capacità diagnostica ecocardiografica in futuro.*