

# 1

## Principi di fisica degli ultrasuoni



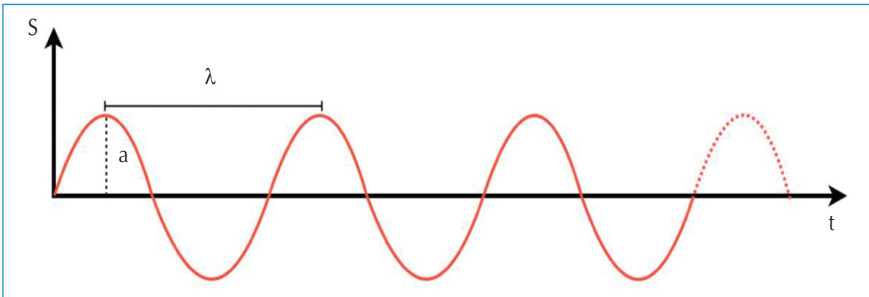
*“Non ci vuole un fisico bestiale”  
Le parole di cui abbiamo bisogno  
per poter pensare di eco-Doppler*

L'ecografia è una metodica di diagnostica per immagini che, sfruttando le proprietà fisiche degli ultrasuoni e la loro interazione con la materia biologica, consente di generare immagini in tempo reale visualizzabili su un supporto video. In questo primo capitolo analizzeremo i principali aspetti della fisica degli ultrasuoni e delle onde, fornendo dei cenni di pratica utilità a chiunque voglia avvicinarsi all'ambito dell'imaging ultrasonografico.

### 1.1. CHE COSA SONO GLI ULTRASUONI?

Il suono è una forma di energia meccanica che si propaga attraverso un mezzo fisico, sotto forma di onde di compressione e rarefazione. Ciò significa che, per esistere e propagarsi, il suono necessita di un materiale in cui muoversi come l'aria, un liquido o, nel caso dell'ecografia applicata all'uomo, i tessuti corporei. Ricordare questi due aspetti è fondamentale: il suono è energia, e non può propagarsi nel vuoto! Come tutte le onde meccaniche, anche le onde sonore possono essere descritte attraverso alcune grandezze fisiche fondamentali (**Fig. 1.1**):

- ampiezza (dB);
- frequenza (Hz);
- lunghezza d'onda (mm);
- velocità di propagazione (m/s).



**Figura 1.1** Caratteristiche di un'onda sonora.

L'ampiezza ( $a$ ) è la massima escursione dell'onda sonora rispetto a una linea di base. Esprime l'intensità del suono e viene descritta in rapporto a un valore di riferimento. L'unità di misura utilizzata è il decibel (dB).

La frequenza ( $f$ ) descrive il numero di oscillazioni complete compiute dall'onda sonora in un secondo. Si misura in Hertz (Hz), ovvero cicli al secondo. L'orecchio umano è in grado di percepire suoni con frequenze comprese tra 20 Hz e 20.000 Hz (20 kHz). L'ecografia, invece, utilizza ultrasuoni, cioè onde sonore con frequenza superiore a 20.000 Hz, quindi non udibili.

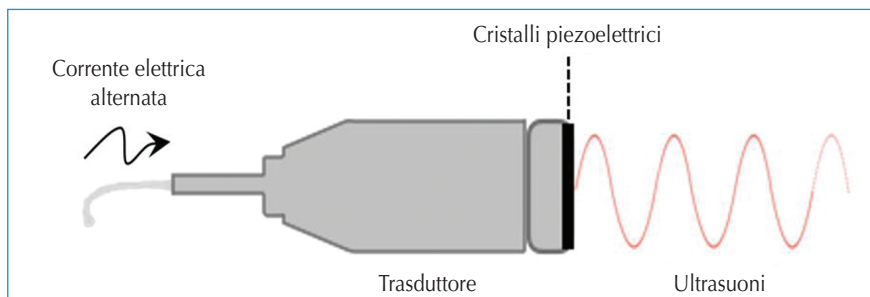
La lunghezza d'onda ( $\lambda$ ) rappresenta la distanza tra due picchi successivi dell'onda sonora. È strettamente legata alla frequenza e alla velocità di propagazione.

La velocità di propagazione ( $c$ ) è la velocità con cui l'onda sonora si muove attraverso un mezzo. Dipende dalle caratteristiche fisiche del materiale attraversato e si calcola come il prodotto tra frequenza e lunghezza d'onda:

$$(c = \lambda \times f)$$

#### NOTA PRATICA

Come vedremo nei prossimi paragrafi, lunghezza d'onda e frequenza influenzano due aspetti fondamentali dell'ecografia: il potere di penetrazione dell'onda ultrasonora nei tessuti e la risoluzione dell'immagine ottenuta.



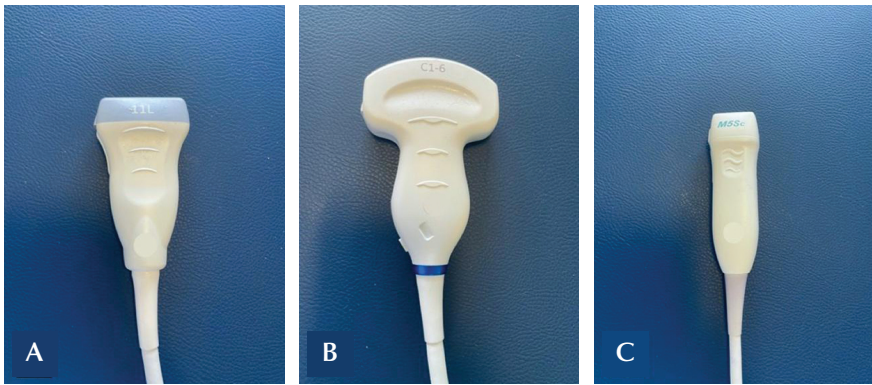
**Figura 1.2** Rappresentazione di un trasduttore ecografico.

## 1.2. COME SI PRODUCONO GLI ULTRASUONI?

Gli ultrasuoni vengono generati grazie a fenomeni di compressione ed espansione che coinvolgono i cristalli piezoelettrici contenuti all'interno dei trasduttori (o sonde ecografiche), quando questi sono attraversati da una corrente elettrica alternata (**Fig. 1.2**).

Il processo funziona anche al contrario: quando gli ultrasuoni riflessi dalle strutture biologiche tornano al trasduttore, i cristalli piezoelettrici subiscono variazioni di pressione. In risposta, generano un segnale elettrico, che viene successivamente elaborato dall'ecografo per produrre le immagini visualizzate al monitor. Le diverse sonde ecografiche differiscono principalmente per la disposizione dei cristalli piezoelettrici al loro interno. Nella pratica clinica, la scelta del tipo di sonda dipende dalla struttura anatomica da esaminare e, in particolare, dalla profondità e dalle dimensioni degli elementi da visualizzare (**Fig. 1.3**). La differenza sostanziale tra i diversi tipi di trasduttori riguarda la configurazione dei cristalli:

- le sonde lineari (**Fig. 1.3A**) sono trasduttori dotati di cristalli piezoelettrici disposti in linea retta. Queste sonde emettono un fascio di ultrasuoni ad alta frequenza, generalmente compresa tra 7,5 e 12 MHz, che consente un'elevata risoluzione, ideale per lo studio di strutture superficiali (come vasi, muscoli, tendini);
- le sonde "convex" (**Fig. 1.3B**) sono trasduttori dotati di cristalli piezoelettrici disposti su una superficie curva a semiluna, convessa. Generano un fascio di ultrasuoni a frequenza intermedia, tra 5 e 7,5 MHz, e rappresentano un buon compromesso tra profondità di penetrazione e risoluzione. Sono generalmente utilizzate per lo studio degli organi addominali;



**Figura 1.3** Tipi di sonde ecografiche: A) sonda lineare; B) sonda “convex”; C) sonda settoriale.

- le sonde settoriali (**Fig. 1.3C**) sono trasduttori dotati di cristalli piezoelettrici multipli, allineati, attivati in sequenza con un leggero ritardo l’uno dall’altro, generando un fascio ultrasonoro orientabile in diverse direzioni. Hanno una frequenza più bassa, compresa tra 2,5 e 3,5 MHz, che consente una maggiore profondità di penetrazione, a scapito della risoluzione. Sono indicate per lo studio di strutture profonde o che, per essere analizzate, prevedono che il fascio ultrasonoro passi attraverso spazi ristretti, come nel caso dell’esame cardiaco (ecocardiografia).



#### EFFETTO PIEZOELETTRICO

Il principio fisico alla base di tale fenomeno è il cosiddetto **effetto piezoelettrico**, scoperto alla fine dell'Ottocento dai fratelli Curie. I due scienziati notarono che l'erogazione di sollecitazioni di tipo meccanico perpendicolari alla superficie di lamine di quarzo (in corrispondenza delle facce laterali), generava una differenza di potenziale (**effetto piezoelettrico diretto**). L'effetto si manifestava però anche in modo inverso: applicando una differenza di potenziale sulle due facce opposte della lamina, si generava una deformazione meccanica del cristallo (**effetto piezoelettrico inverso**).



Questo è ciò che accade anche a livello dei trasduttori ecografici: l'applicazione di corrente elettrica alternata sui cristalli piezoelettrici ne causa una deformazione, sotto forma di espansione e contrazione del materiale. Allo stesso tempo, però, forze di compressione e rarefazione agenti sul cristallo generano una tensione elettrica: tali onde elettriche vengono codificate in segnali video dall'ecografo. Questo fenomeno permette quindi al trasduttore di convertire gli ultrasuoni riflessi dalle strutture biologiche in segnali elettrici, convertiti poi dalla macchina in immagini video.



### CARATTERISTICHE DEGLI IMPULSI ECOGRAFICI

Per un'accurata comprensione e applicazione dell'imaging a ultrasuoni, è fondamentale considerare alcuni parametri intrinseci all'emissione degli impulsi. Questi includono la durata dell'impulso, la frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) e il periodo di ripetizione dell'impulso (PRI):

- la durata dell'impulso è definita come il prodotto tra la durata del ciclo di emissione degli ultrasuoni e il numero di cicli che compongono l'impulso stesso. Questo parametro è inversamente proporzionale alla frequenza del fascio ultrasonoro: impulsi di maggiore frequenza avranno una durata minore;
- la frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) rappresenta il numero di impulsi emessi nell'unità di tempo, convenzionalmente espressa in kHz;
- correlato alla PRF è il periodo di ripetizione dell'impulso (PRI), che è il tempo intercorrente tra l'inizio di un impulso e quello successivo, e corrisponde al reciproco della PRF ( $PRI=1/PRF$ ).

Il PRI assume un'importanza cruciale nelle sonde a emissione pulsata, dove il trasduttore opera sia come trasmettitore che come ricevitore degli impulsi. La PRF, in questo contesto, quantifica il tempo durante il quale il dispositivo rimane in ascolto degli ultrasuoni riflessi dalla struttura in esame (l'interfaccia da esplorare) prima di emettere un nuovo impulso. È da notare che il tempo di ricezione della sonda è significativamente più lungo del tempo di trasmissione. Il trasduttore, infatti, genera ultrasuoni per meno dell'1% del PRI, dedicando il restante 99% del tempo alla ricezione dei segnali riflessi.

Una PRF eccessivamente elevata riduce drasticamente il tempo a disposizione del trasduttore per analizzare gli echi ultrasonori provenienti dalle strutture studiate. La regolazione ottimale del valore della PRF è particolarmente critica nello studio dei flussi intravascolari mediante l'imaging Doppler, influenzando direttamente la qualità e l'accuratezza delle informazioni ottenute.



### 1.3. COME SI PROPAGANO GLI ULTRASUONI?

L'interazione degli ultrasuoni con la materia, e quindi la loro propagazione, è condizionata da:

- caratteristiche fisiche degli ultrasuoni;
- caratteristiche del mezzo di trasmissione.

#### Caratteristiche fisiche degli ultrasuoni

La propagazione degli ultrasuoni è strettamente legata alla loro frequenza e lunghezza d'onda. Tali parametri sono tra di loro inversamente proporzionali e condizionano sia il potere di penetrazione del fascio ultrasonoro che la risoluzione dell'immagine ricostruita a partire dalla loro riflessione.

All'incremento della frequenza di emissione degli ultrasuoni, infatti, corrisponde un incremento dell'attenuazione ultrasonora da parte dei tessuti (ovverosia l'energia ceduta dal fascio ultrasonoro ed assorbita dai tessuti circostanti): si riduce, così, il loro potere di penetrazione ed inevitabilmente la massima profondità di esplorazione della metodica. D'altro canto, la lunghezza d'onda degli ultrasuoni emessi dal trasduttore influenza la risoluzione (assiale e laterale) dell'immagine finale e cioè la capacità di distinguere come separati due punti molto vicini tra loro.

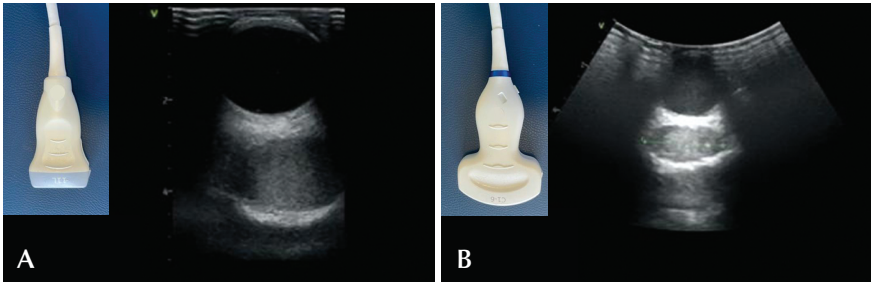
La risoluzione assiale è la capacità di riconoscere come distinti due elementi posti lungo l'asse principale di propagazione degli ultrasuoni. All'aumentare della frequenza, si riduce la lunghezza d'onda e la risoluzione assiale aumenta.

Le sonde lineari (ad alta frequenza), infatti, producono un'immagine riflessa di migliore qualità rispetto alle sonde settoriali (a bassa frequenza), a fronte di una più scarsa penetrazione del fascio ultrasonoro nella struttura oggetto di esame.

#### NOTA PRATICA

Le sonde lineari sono le più utilizzate nello studio delle strutture superficiali come i vasi periferici.

La risoluzione laterale è, invece, la capacità di distinguere due punti posti sullo stesso piano e dipende dalla forma e dalle dimensioni del fascio ultrasonoro. Le sonde "convex", in virtù della caratteristica disposizione dei cristalli piezoelettrici, presentano una maggiore risoluzione laterale (**Fig. 1.4**).



**Figura 1.4** Risoluzione assiale e risoluzione laterale: A) ematoma retrobulbare rilevato con sonda lineare; B) medesima formazione rilevata con sonda “convex”.

### Caratteristiche del mezzo di trasmissione

La velocità di propagazione degli ultrasuoni è un parametro fondamentale che dipende strettamente dalle proprietà fisiche del mezzo di trasmissione, in particolare dalla sua densità e comprimibilità: ogni tessuto biologico possiede una costante numerica specifica che ne definisce tale velocità.

È importante ribadire che le onde ultrasonore non si propagano nel vuoto (come tutte le forme di energia meccanica), mentre hanno una velocità di propagazione di circa 330 m/s nell'aria e, in media, di 1540 m/s nei tessuti molli.

Il prodotto tra la densità specifica di un mezzo e la velocità di propagazione degli ultrasuoni nello stesso definisce una proprietà fisica dei tessuti chiamata impedenza acustica ( $Z$ ). L'impedenza acustica può essere interpretata come la “resistenza” opposta dal mezzo alla propagazione del suono al suo interno.

Un'elevata differenza di impedenza all'interfaccia tra due tessuti genera una riflessione di una frazione maggiore del fascio ultrasonoro a quel livello, a spese di una maggiore attenuazione della porzione del fascio che riesce a superare l'interfaccia e di una minore qualità delle immagini ottenute dalle strutture più profonde.

### Fenomeni a cui è soggetto l'ultrasuono quando incontra un'interfaccia

L'interfaccia rappresenta il limite tra due strutture a differente impedenza acustica. Sia l'impedenza acustica che l'interfaccia condizionano profondamente i fenomeni fisici di riflessione, rifrazione e scattering degli ultrasuoni:

- la riflessione non è altro che il ritorno al trasduttore di un segnale ultrasonoro a partenza dall'interfaccia con un angolo equivalente a quello incidente;



### CARATTERISTICHE FISICHE DEI TESSUTI BIOLOGICI

È importante ricordare che sia l'aria che gli organi ad elevato contenuto aereo (come, ad esempio, il polmone) presentano una bassissima impedenza acustica con una conseguente maggiore difficoltà ad esser studiati dagli ultrasuoni. Motivo per cui, ad esempio, la valutazione

ecografica dell'aorta addominale, in un paziente con spiccato meteorismo intestinale, viene compromessa in maniera determinante dalla bassa impedenza acustica dell'aria presente in addome (**Tabella 1.1**).

**Tabella 1.1** Velocità di propagazione degli ultrasuoni in funzione della densità e dell'impedenza acustica dei tessuti.

	Densità (kg/m <sup>3</sup> )	Impedenza (kg/m <sup>2</sup> s)	Velocità (m/s)
Aria	1,2	0,0004	330
Grasso	920	1,35	1460
Fegato	1060	1,64	1550
Milza	1060	1,62	1560
Sangue	1060	1,62	1560
Rene	1040	1,62	1560
Muscolo	1070	1,70	1590
Osso	1380-1810	3,75-7,38	2700-4100

- la rifrazione, invece, è la deviazione che la frazione non riflessa del fascio ultrasonoro subisce, rispetto all'angolo incidente, nell'attraversare tessuti con impedenza acustica differente;
- lo scattering (o diffusione) descrive la dispersione degli ultrasuoni in multiple direzioni che si verifica quando il fascio ultrasonoro impatta su superfici di dimensioni più piccole della lunghezza d'onda. È dovuto a piccole zone di discontinuità nell'interfaccia.

A questi fenomeni si aggiunge poi l'attenuazione, che è la riduzione d'intensità che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti.

Per concludere, all'interfaccia di due mezzi a differente impedenza acustica, le onde ultrasonore verranno in parte riflesse (ritornando verso il trasduttore) ed in parte rifratte, proseguendo verso i tessuti in profondità.

È proprio a partire delle onde riflesse che si ricostruisce l'immagine ecografica!