



Università degli studi di Firenze
Scuola di Scienze della Salute Umana
Corso di studi in Tecniche Ortopediche

Meccanica sperimentale

(Ultrasuono)

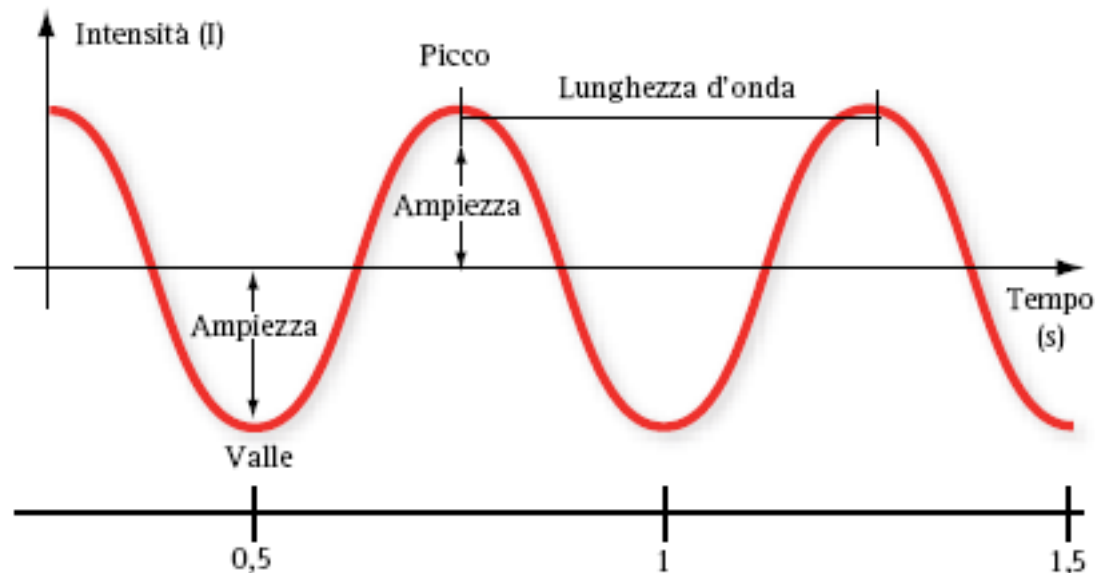
Dott. Ing. Sara Matteoli

Natura degli ultrasuoni



Gli ultrasuoni (US) sono onde acustiche generate dalla trasmissione di vibrazioni meccaniche attraverso il mezzo. Queste vibrazioni non sono casuali, come quelle termiche, ma sono delle vibrazioni oscillatorie ordinate e generate da una sorgente esterna.

Gli US, avendo caratteristiche ondulatorie, sono definiti dalle nozioni fisiche fondamentali della meccanica ondulatoria: **frequenza, lunghezza d'onda, intensità e velocità di propagazione.**



Cos'è l'ecografia



L'ecografia o ecotomografia è **un'indagine diagnostica** che utilizza gli ultrasuoni e si basa sulla proprietà dei tessuti di generare echi riflessi quando sono da questi attraversati. Tali echi sono utilizzati per generare immagini.

E' una **tecnica di imaging** considerata ormai **di primo livello** che in molti casi fornisce risposte esaustive al quesito diagnostico, in altri può indirizzare a un più mirato utilizzo di tecniche più complesse come la tomografia computerizzata (TC), la risonanza magnetica (RM) e l'angiografia

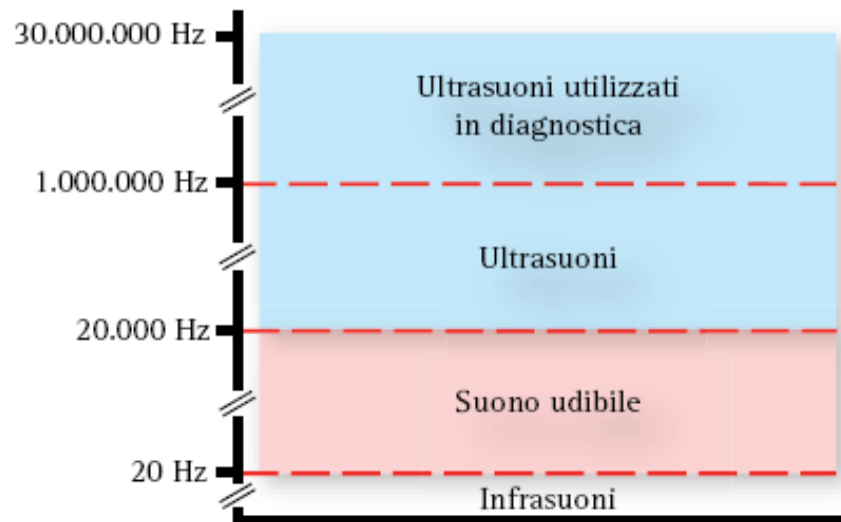
Natura degli ultrasuoni



La frequenza è il numero delle oscillazioni complete che una particella esegue in un secondo.

La frequenza dell'ultrasuono utilizzata ha una grossa importanza sull'effetto provocato e rappresenta una delle grandezze che devono essere scelte prima di utilizzare uno strumento a generazione di ultrasuoni.

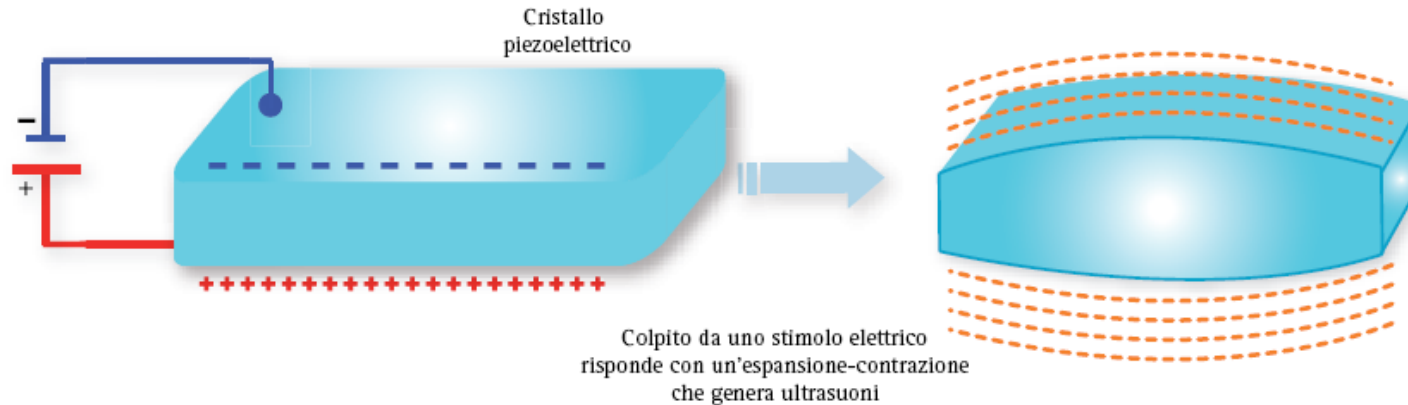
Le frequenze ultrasoniche generalmente usate in medicina appartengono alla banda delle **alte frequenze**: 800 MHz - 3.000 MHz



Natura degli ultrasuoni



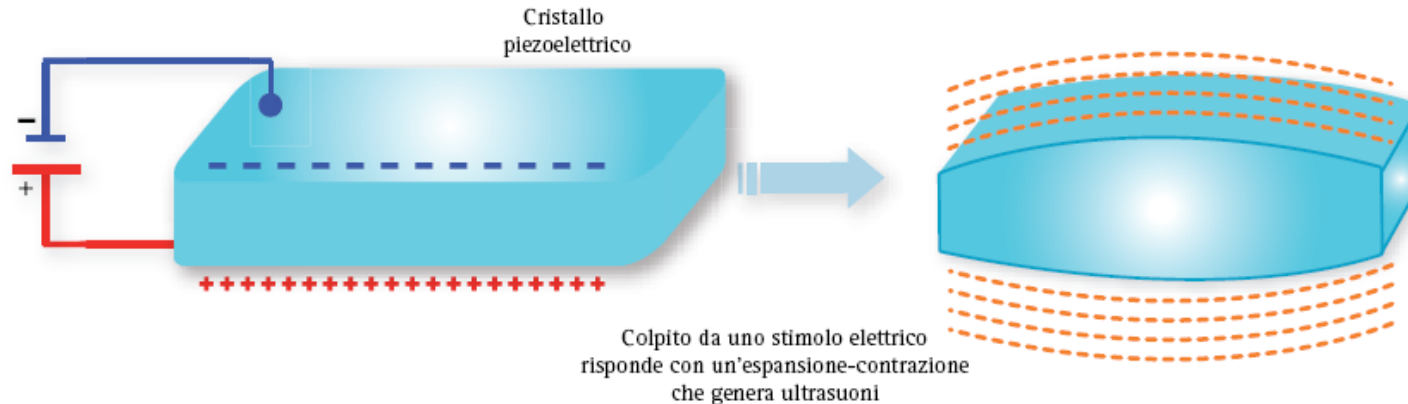
La sorgente tipica per generare gli ultrasuoni è un **cristallo** (quarzo o ceramica) pilotato elettricamente a vibrare (effetto piezoelettrico) e posto in contatto con la superficie esterna del mezzo, che nel nostro caso è rappresentata dal corpo umano.



Natura degli ultrasuoni



La **sorgente tipica** per generare gli ultrasuoni è un **crystallo** (quarzo o ceramica) pilotato elettricamente a vibrare (effetto piezoelettrico) e posto in contatto con la superficie esterna del mezzo, che nel nostro caso è rappresentata dal corpo umano.



Ciò che accade è **l'interazione tra la sorgente** generante il fascio ultrasonico e le **particelle poste sulla superficie del mezzo** che vengono così poste in vibrazione.

Queste particelle, a loro volta, fanno vibrare le particelle vicine e quindi le vibrazioni meccaniche vengono velocemente trasmesse entro il materiale. Il movimento di una particella è simile a quello di un pendolo, sebbene le distanze in gioco siano microscopiche.

Propagazione degli ultrasuoni



Gli **ultrasuoni necessitano sempre di un mezzo elastico per propagarsi**, sia esso gassoso, liquido o solido contro il quale il generatore di ultrasuoni viene posto in vibrazione, producendo pressioni e dilatazioni che si propagano con una **velocità che è in funzione delle caratteristiche di compressione della materia irradiata** e che è molto diversa a secondo che il mezzo sia liquido, gassoso, o solido.

All'interno dei solidi, dotati di reticolo cristallino, la propagazione può avvenire tramite onde longitudinali, trasversali, superficiali e di Lamb. Nei liquidi e nei gas, privi del reticolo cristallino, avviene solo attraverso onde longitudinali.

Per esempio, nell'aria la velocità è di circa 330 m/s mentre nei liquidi è già quattro o cinque volte più alta.

D'altra parte interviene anche la **densità della materia, diminuendo la velocità con l'aumento della densità stessa**. Così risulta per esempio che due corpi così diversi come il ferro ed il cristallo hanno la stessa velocità per gli ultrasuoni.

Propagazione degli ultrasuoni



Quanto più rigido è il materiale, tanto minore è lo spostamento di massa molecolare e maggiore pertanto la velocità di propagazione .

La velocità degli US, nei liquidi e nei tessuti umani, è data dalla relazione:

$$V = \sqrt{E/\rho}$$

dove E è il modulo elastico di massa (intesa come resistenza opposta dal mezzo alla compressione) e ρ la densità.

La velocità degli US nei tessuti biologici è un parametro molto importante per le applicazioni diagnostiche. La **velocità media** di propagazione è di **1540 m/s** per cui tutti gli ecografi vengono tarati solitamente su questo valore.

Propagazione degli ultrasuoni



MEZZO	VELOCITÀ PROPAGAZIONE (m/s)	IMPEDENZA (Rayl x 10 ⁻⁵)
Vuoto	0	-
Aria	330	0.0004
Grasso	1450	1.38
Acqua	1480	1.48
Fegato	1550	1.65
Rene	1560	1.62
Sangue	1570	1.61
Muscoli	1580	1.70
Osso	4080	7.8
Media tessuti molli	1540	1.63

Propagazione degli ultrasuoni



MATERIALE	VELOCITA' LONGITUDINALE V_L [10^5 cm/s]	DENSITA' ρ [g/cm^3]	IMPEDENZA ACUSTICA Z [10^5 g/cm ² /s]
MATERIALI METALLICI			
Acciaio	5,85	7,80	45,63
Alluminio	6,25	2,70	16,88
Argento	3,60	10,50	37,80
Cadmio	2,78	8,64	24,02
Ghisa	3,50 - 5,60	7,30	25,0 - 40,0
Oro	3,24	19,32	62,60
Nichel	5,50	8,90	48,95
Ottone	4,45	8,55	38,05
Piombo	2,40	11,37	27,29
Rame	4,60	8,93	41,08
Mercurio (20°C)	1,45	13,550	19,65
Stagno	3,32	7,29	24,20
Zinco	4,17	7,10	29,61
Bronzo	8,86	3,53	31,28
Bismuto	9,80	2,18	21,36
Magnesio	1,70	5,77	9,81
Molibdeno	10,09	6,29	63,47
Platino	21,40	3,96	84,74
Titanio	4,54	6,10	27,69

Impedenza acustica

L'impedenza acustica Z , si definisce come il prodotto tra la densità del mezzo attraversato e la velocità di propagazione.

$$Z = V \cdot \rho$$

L'impedenza acustica si esprime in Rayl ($1 \text{ Rayl} = 1 \text{ kg/m}^2\cdot\text{s}$)

L'aria, o le strutture che contengono molta aria (come il polmone) presentano una bassissima impedenza acustica.

Gli altri tessuti, fatta eccezione per quello osseo, presentano un range di impedenza abbastanza ristretto.

L'impedenza acustica è fondamentale per la formazione dell'immagine ecografica, in quanto condiziona i fenomeni fisici di riflessione e scattering degli ultrasuoni.

Onde longitudinali

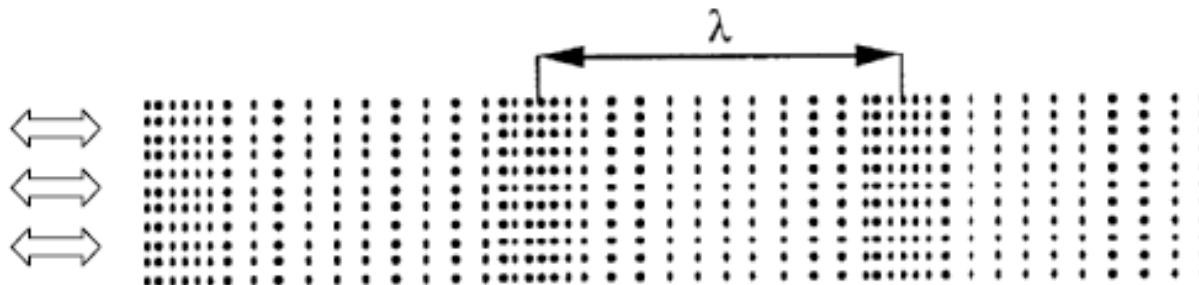
Le onde longitudinali, dette anche onde di compressione, **sono caratterizzate da fasi alterne di compressione ed espansione delle particelle del mezzo.**

Lo spostamento delle particelle, rispetto alla loro posizione di riposo, avviene nello **stesso verso della propagazione del fascio** ultrasonoro.

La distanza tra due massimi di spostamento consecutivi rappresenta la lunghezza d'onda .

In tali onde la **direzione di vibrazione coincide con quella di propagazione** ed è perpendicolare al piano emittente della sonda.

La velocità di propagazione per questo tipo di onde è: $V_L = \sqrt{\frac{E \cdot (1-\nu)}{\rho \cdot (1+\nu) \cdot (1-2 \cdot \nu)}} \quad [\text{m/s}]$



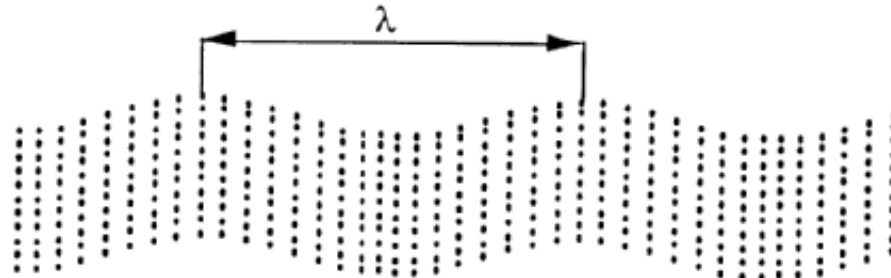
Onde trasversali

Nel caso di **onde trasversali**, dette anche onde di taglio, **lo spostamento delle particelle nella materia è normale al senso di propagazione del fascio ultrasonoro.**

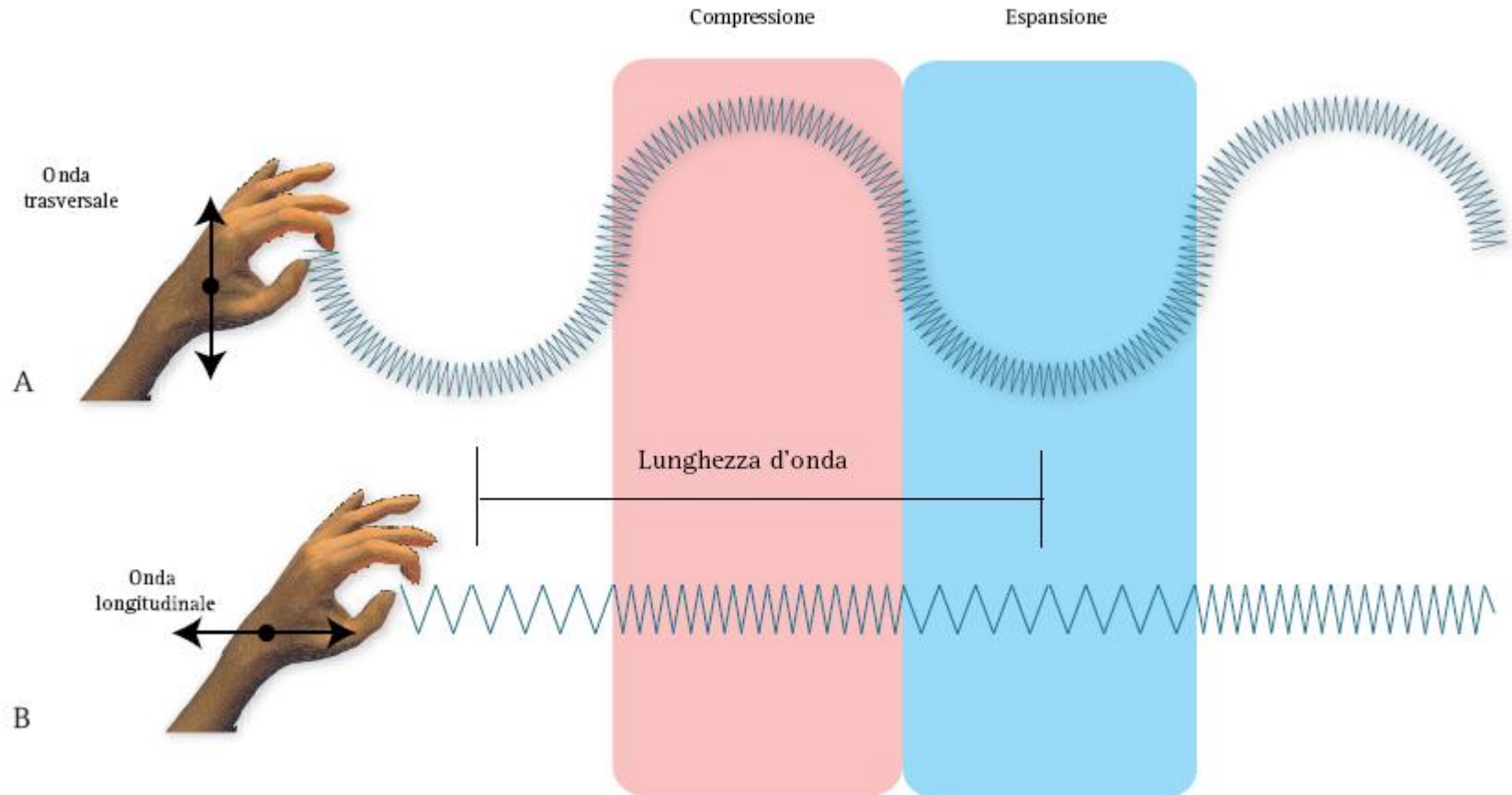
La distanza tra due massimi di spostamento consecutivi rappresenta la lunghezza d'onda del fascio US. La direzione dell'oscillazione delle particelle, sottoposte a sollecitazione di taglio, è perpendicolare alla direzione di propagazione.

Tali onde si propagano solo nei **solidi**, poiché nei liquidi e nei gas sono molto attenuate, dato che in tali mezzi le sollecitazioni tangenziali si sviluppano solo grazie alla viscosità.

La velocità di propagazione per questo tipo di onde è: $V_T = \sqrt{\frac{E}{2 \cdot \rho \cdot (1 + \nu)}}$ [m/s]



Propagazione degli ultrasuoni



Onde superficiali

Le **onde superficiali**, dette anche onde di Rayleigh, hanno la caratteristica di **propagarsi solo nello strato superficiale dei solidi**, seguendo il profilo del pezzo, sempre che non vi siano brusche variazioni di forma.

Nelle onde superficiali la direzione di vibrazione delle molecole è perpendicolare alla superficie del pezzo.

Per le onde superficiali la velocità di propagazione è data dalla seguente formula:

$$V_s = \left(\frac{0.87 + 1.12 \cdot \nu}{1 - \nu} \right) \sqrt{\frac{E}{2 \cdot \rho \cdot (1 + \nu)}} \quad [\text{m/s}]$$

Le velocità delle onde superficiali e trasversali sono legate da:

$$\frac{V_s}{V_T} = \left(\frac{0.87 + 1.12 \cdot \nu}{1 - \nu} \right)$$

Onde di Lamb

Nei **materiali di piccolo spessore** si possono generare onde, denominate **onde di Lamb**, che interessano tutta la sezione del pezzo.

Anche se per un dato spessore si hanno infiniti modi di vibrare, esistono solo due forme fondamentali di onde di Lamb:

- onda di compressione simmetrica
- onda di flessione asimmetrica

L'ottenimento delle suddette forme, per un dato spessore del pezzo e per una data frequenza degli ultrasuoni, si ha variando l'angolo di rifrazione del fascio generato.

La vibrazione si propaga con una velocità di fase che dipende dal prodotto tra lo spessore del pezzo e la frequenza del fascio US.

Interazione tra ultrasuoni e tessuti biologici

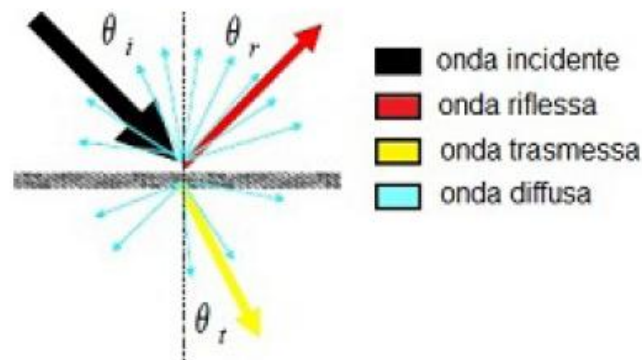


Gli ultrasuoni emessi dalla sonda attraversano i tessuti con una velocità c , e, soprattutto, con un'impedenza che sarà caratteristica di ogni tessuto.

Durante l'attraversamento delle varie strutture tissutali, l'energia posseduta dall'ultrasuono viene progressivamente attenuata.

Quanto **più piccola è la lunghezza d'onda** del fascio ultrasonoro (cioè quanto più alta è la frequenza), tanto **più rapida è l'attenuazione**, che si verifica principalmente per **riflessione, assorbimento, rifrazione e diffusione (o scattering)**.

Tali fenomeni sono alla base della formazione dell'immagine.



Interazione tra ultrasuoni e tessuti biologici



La **riflessione** è il **fenomeno per il quale a livello dell'interfaccia l'onda ultrasonora subisce un rinvio** (formazione di un eco), e avviene ogni volta che un impulso sonoro passa da un tessuto con una determinata impedenza acustica ad un altro d'impedenza acustica diversa.

La riflessione avviene con un angolo che sarà equivalente a quello incidente dell'ultrasuono. Per la **formazione dell'immagine sono importanti solo gli echi che tornano verso la sonda**, quindi se il fascio incide perpendicolarmente si ha la massima rilevazione del segnale riflesso.

Tuttavia, i tessuti presentano delle superfici di interfaccia complesse, per cui, oltre alla riflessione principale, vi saranno molteplici piccoli echi riflessi secondo diversi angoli (**echi diffusi**), la maggior parte dei quali non ritorna verso la sonda e, quindi, non viene registrata.

Gli **ultrasuoni residui** o non riflessi proseguiranno il loro percorso nei tessuti con un'intensità ridotta (**trasmissione**) e con angolo leggermente modificato (**rifrazione**).

Interazione tra ultrasuoni e tessuti biologici



L' **assorbimento** è la **trasformazione dell'energia acustica in energia termica** (80%), che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti. Quanto più elevata è la frequenza tanto maggiore sarà l'assorbimento.

Interazione tra ultrasuoni e tessuti biologici



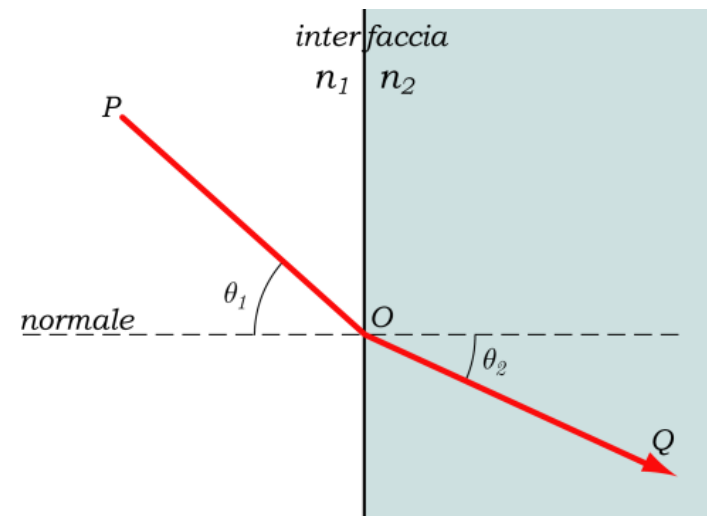
L' **assorbimento** è la **trasformazione dell'energia acustica in energia termica** (80%), che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti. Quanto più elevata è la frequenza tanto maggiore sarà l'assorbimento.

La **rifrazione** è la **deviazione che il fascio ultrasonoro subisce dopo aver colpito l'interfaccia, superando la struttura**. Si verifica quando gli ultrasuoni incidono con una angolazione diversa dalla perpendicolare su un'interfaccia tra due mezzi con diverse velocità di propagazione.

La **legge di Snell**, descrive le modalità di rifrazione di un raggio luminoso nella transizione tra due mezzi con indice di rifrazione diverso.

$$\frac{\sin \vartheta_1}{V_1} = \frac{\sin \vartheta_2}{V_2}$$

$$\frac{\sin \vartheta_1'}{V_{1L}} = \frac{\sin \vartheta_1''}{V_{1T}} = \frac{\sin \vartheta_2'}{V_{2L}} = \frac{\sin \vartheta_2''}{V_{2T}}$$



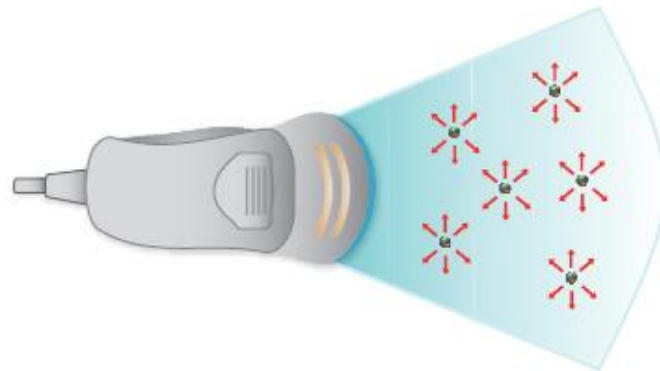
Interazione tra ultrasuoni e tessuti biologici



L' **assorbimento** è la **trasformazione dell'energia acustica in energia termica** (80%), che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti. Quanto più elevata è la frequenza tanto maggiore sarà l'assorbimento.

La **rifrazione** è la **deviazione che il fascio ultrasonoro subisce dopo aver colpito l'interfaccia, superando la struttura**. Si verifica quando gli ultrasuoni incidono con una angolazione diversa dalla perpendicolare su un'interfaccia tra due mezzi con diverse velocità di propagazione.

La **diffusione** (o **scattering**) è legato alle dimensioni dei “difetti” ed alla velocità del fascio US, la quale dipende a sua volta dalla frequenza dello stesso. Si verifica per la **differenza di impedenza acustica tra i due mezzi, in prossimità dell'interfaccia tra discontinuità e materiale**.



Apparecchiature ecografiche



Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali:

- la **sonda (o trasduttore)**
- il **sistema centrale**
- il **monitor**

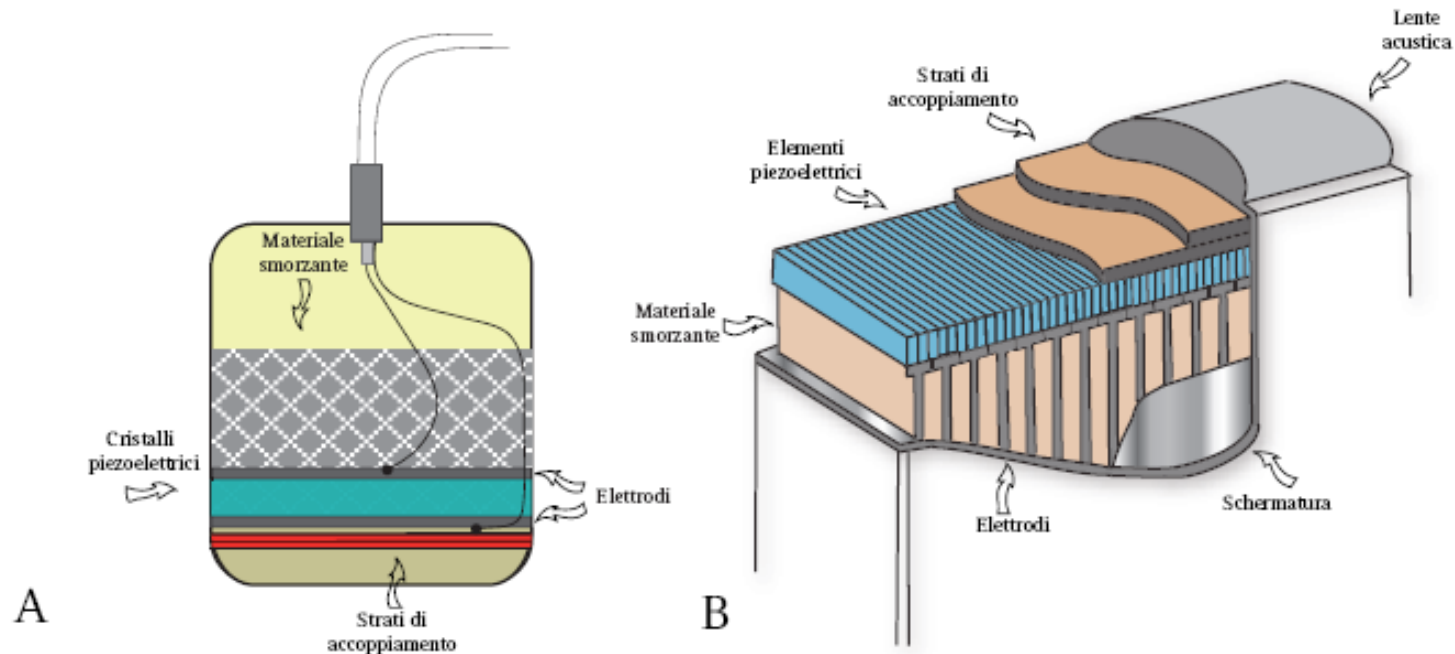


Apparecchiature ecografiche



Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali:

- la **sonda (o trasduttore)** : è il cuore dell'apparecchiatura. I componenti essenziali sono i **cristalli piezoelettrici** grazie ai quali la corrente elettrica alternata della rete è convertita in ultrasuoni;

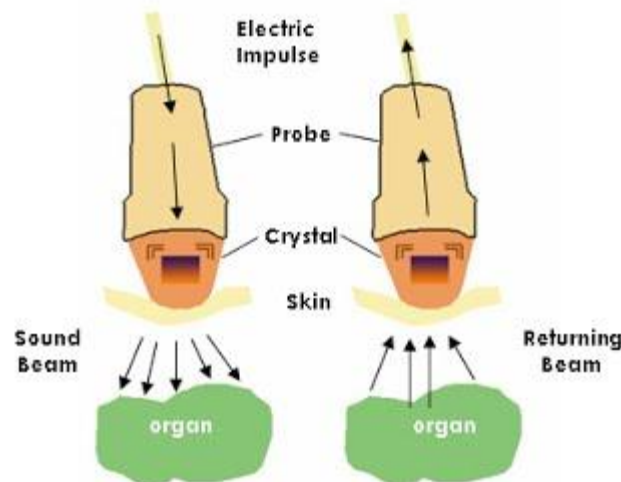


Apparecchiature ecografiche



Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali:

- la **sonda (o trasduttore)** : è il cuore dell'apparecchiatura. I componenti essenziali sono i **cristalli piezoelettrici** grazie ai quali la corrente elettrica alternata della rete è convertita in ultrasuoni;
- il **sistema centrale**: comprende due parti elettroniche distinte, la **sezione di trasmissione e la sezione di ricezione e trattamento del segnale**, collegate ad un computer. Un orologio elettronico consente la sincronizzazione delle due parti.



Apparecchiature ecografiche



Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali:

- la **sonda (o trasduttore)** : è il cuore dell'apparecchiatura. I componenti essenziali sono i **cristalli piezoelettrici** grazie ai quali la corrente elettrica alternata della rete è convertita in ultrasuoni;
- il **sistema centrale**: comprende due parti elettroniche distinte, la **sezione di trasmissione e la sezione di ricezione e trattamento del segnale**, collegate ad un computer. Un orologio elettronico consente la sincronizzazione delle due parti.
- il **monitor**: sistema necessario per la **visualizzazione** in scala di grigi o a colori le immagini ecografiche o color-Doppler.

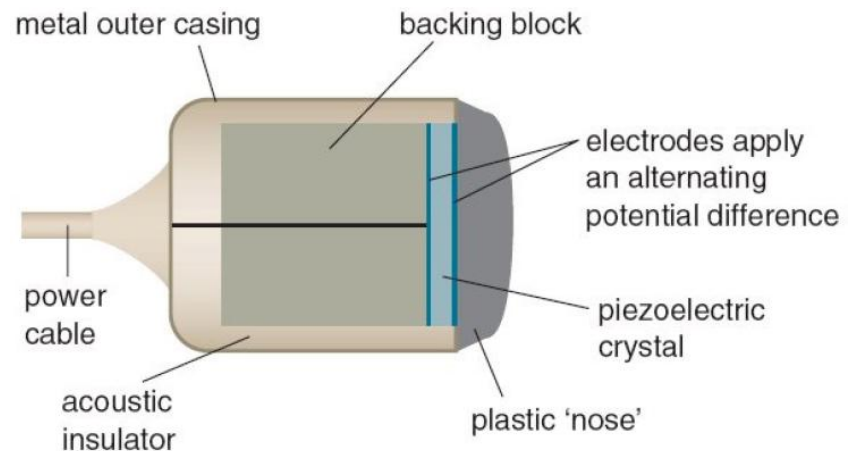
Sonda ecografica

La sonda ecografica è lo strumento che **trasforma energia elettrica in energia meccanica, sotto forma di onde ultrasonore**, e viceversa (cioè trasforma onde ultrasonore in impulsi elettrici).

Per tale caratteristica, questo tipo di trasduttore è chiamato talora anche **trasduttore duplex**.

La parte più importante di un trasduttore sono i **cristalli piezoelettrici**, che – **quando eccitati dal passaggio di energia elettrica** – **emettono vibrazioni meccaniche**, e quando **sono sottoposti a vibrazioni meccaniche sono invece in grado di produrre segnali elettrici**. Questa proprietà è il cosiddetto **effetto piezoelettrico**.

Nella sonda, i cristalli piezoelettrici sono **protetti e isolati acusticamente ed elettricamente**, inglobati in una matrice di resina epossidica o di altro materiale simile.



Sonde ecografiche



Le sonde possono essere classificate secondo diversi criteri.

1) **presenza o meno di parti in movimento:**

- Sonde meccaniche;
- Sonde elettroniche;

2) **disposizione dei cristalli piezoelettrici:**

- Sonde settoriali;
- Sonde lineari;
- Sonde curvilinee (Convex o Microconvex);
- Sonde anulari;

3) **zona di applicazione:**

- Sonde transcutanee;
- Sonde endocavitare;

4) in base alla **frequenza:**

- Sonde a bassa frequenza;
- Sonde ad alta frequenza;
- Sonde multifrequenza.

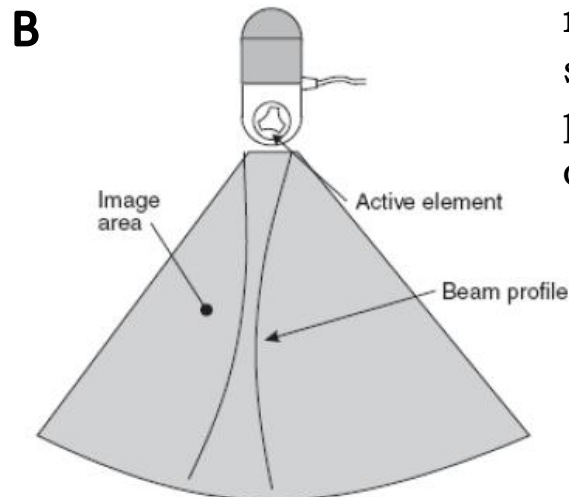
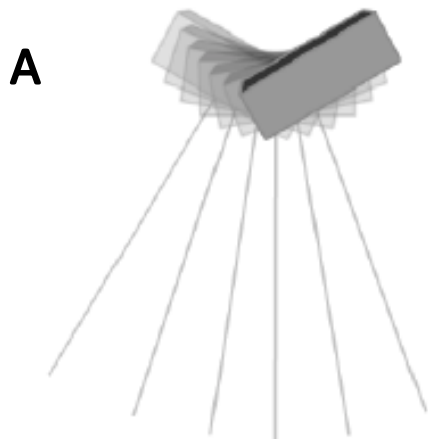
Sonde ecografiche: meccaniche



Un trasduttore meccanico è caratterizzato da una delle seguenti modalità costitutive:

- 1- **oscillazione di un singolo elemento (A),**
- 2- **rotazione di elementi multipli (B),**
- 3- presenza di un **singolo elemento associato ad una serie di specchi acustici oscillanti.**

Con questi sistemi, per mezzo della **oscillazione del fascio ultrasonoro**, l'apparecchio è in grado di ottenere una immagine bidimensionale, di forma “triangolare” (a ventaglio), con apertura di 45-90°.



Gli elementi oscillanti o rotanti all'interno della sonda causano vibrazioni percepibili sia dall'operatore che dal paziente.

Sonde ecografiche: linear array

In una **sonda linear array**, i cristalli (in numero fino a 512) sono **disposti in linea** e vengono per lo più eccitati contemporaneamente

In realtà sono **eccitati a gruppi di 8-16**, in modo da ovviare alla ridotta sensibilità dovuta alle piccole dimensioni degli elementi; gli elementi centrali di ciascun gruppo, inoltre, sono eccitati con piccolo ritardo, per ovviare alla divergenza del fascio ultrasonoro, che provocherebbe perdita di risoluzione laterale.

Il trasduttore fornisce quindi **un'immagine di forma rettangolare**.

Un trasduttore linear array è più utile per esaminare oggetti di piccole dimensioni (spesso in associazione a sistemi Doppler: es. sonde per vasi).



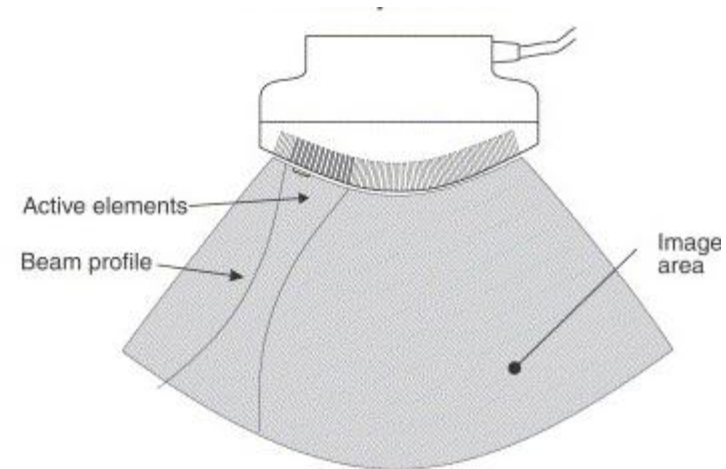
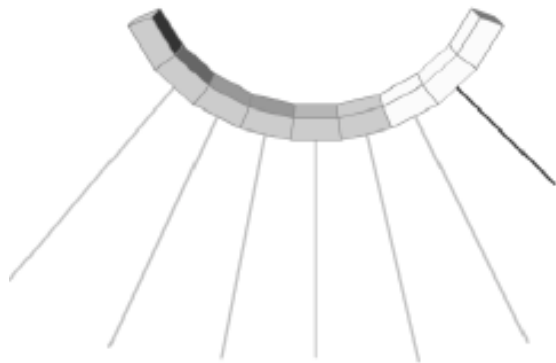
Linear-array

Sonde ecografiche: convex array



Nelle sonde convex array, gli **elementi piezoelettrici sono disposti su un supporto curvilineo** e vengono eccitati in simultaneo o in sequenza.

Permette di ottenere una **sezione “a ventaglio”** (anziché rettangolare come nella configurazione linear array), di ampiezza maggiore rispetto a quella ottenibile con le sonde phased array.

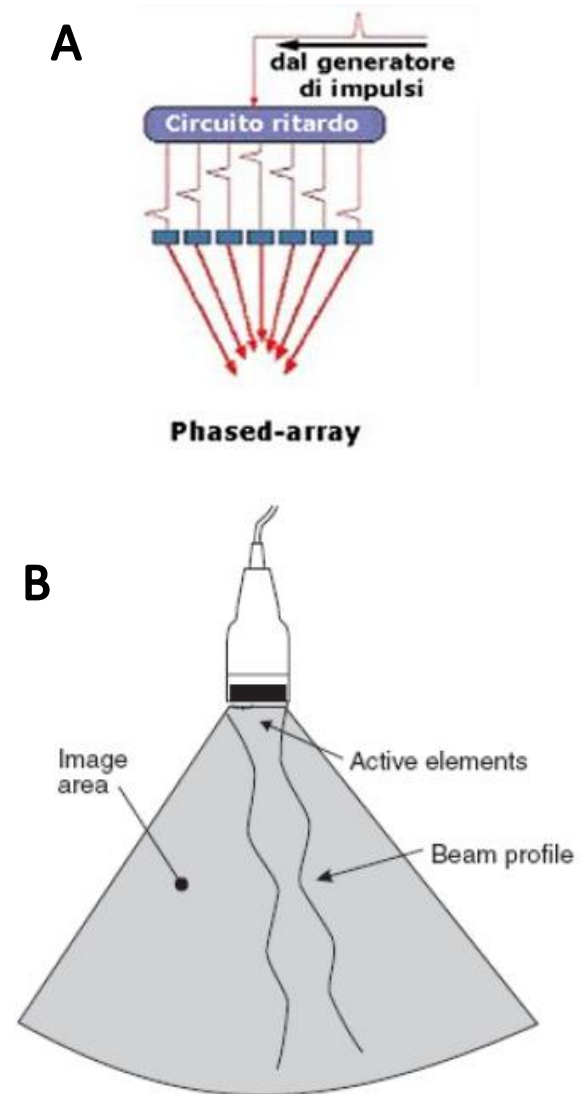


Sonde ecografiche: phased array

Le **sonde phased array** sono costituite da una **serie di elementi piezoelettrici che vengono eccitati in sequenza, con opportuni ritardi**.

In questo modo, il **fronte d'onda che si forma è inclinato** (A) in modo diverso rispetto alla superficie del trasduttore a seconda del ritardo con cui gli elementi piezoelettrici vengono successivamente eccitati.

Con un ritardo pari a 0, l'onda prosegue parallela alla superficie del trasduttore; con **ritardi progressivamente differenti, il fascio ultrasonoro può essere variamente orientato, e anche fatto oscillare** (B), ottenendo anche in questo caso una scansione “a ventaglio”.

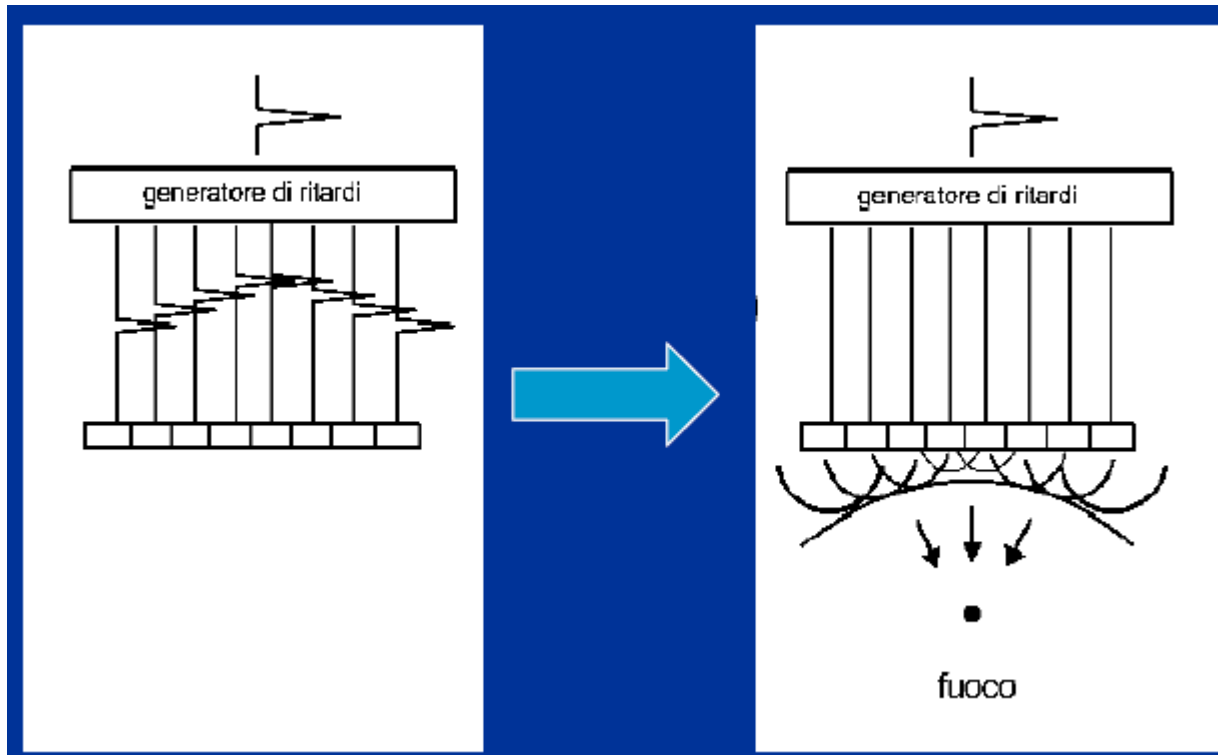


Sonde ecografiche: phased array



Se il ritardo viene variato come indicato in figura (in modo “curvilineo”), si può ottenere l’effetto di “**focalizzare**” gli ultrasuoni su un punto prescelto.

L’entità del ritardo fra i vari elementi determina la profondità del fuoco del fascio ultrasonoro trasmesso, che può essere anche variata durante l’esecuzione della scansione.



Immagini ecografiche



Immagine ecografica ottenuta con
sonda lineare



Immagine ecografica ottenuta con
sonda convex

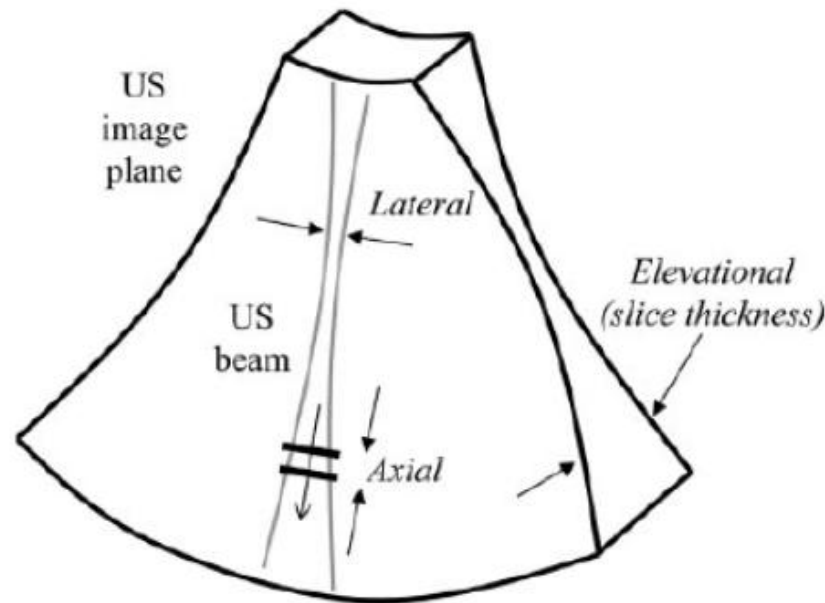
Le **sonde lineari non determinano nessun tipo di distorsione** delle immagini mentre **le altre**, seppure via software gli apparecchi correggono in parte il problema, le strutture **sono molto distorte soprattutto nei campi vicini.**

Fascio di ultrasuoni

Il **fascio ultrasonoro** fuoriesce dal trasduttore con dimensioni quasi corrispondenti a quelle del trasduttore stesso.

Il **suo spessore tende ad assottigliarsi** (sia in senso laterale che come spessore) **verso la zona focale**.

Più in là, tende nuovamente ad allargarsi, raggiungendo – nella sua parte più distale – uno spessore anche superiore a quello del trasduttore.



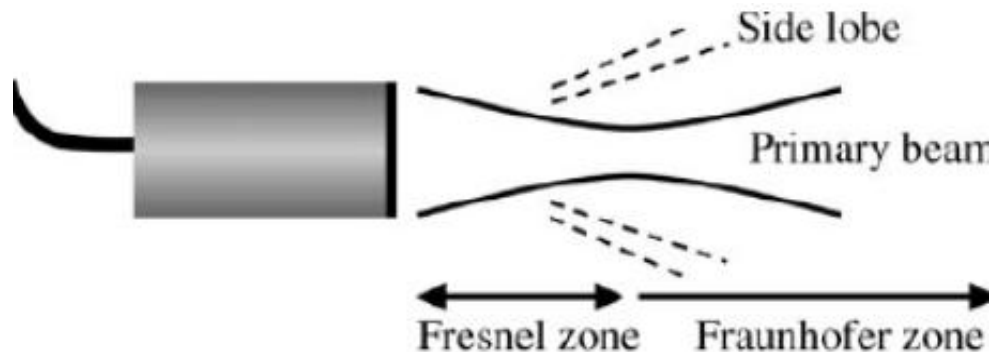
Fascio di ultrasuoni

Il fascio di ultrasuoni è compatto (coerente) in una zona vicina alla sonda: la **zona di Fresnel**.

La lunghezza della zona di Fresnel è direttamente proporzionale al quadrato del raggio del trasduttore e inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda dell'ultrasuono utilizzato.

Oltre questa distanza, il fascio ultrasonoro si allarga, disperdendosi (**zona di Fraunhofer**).

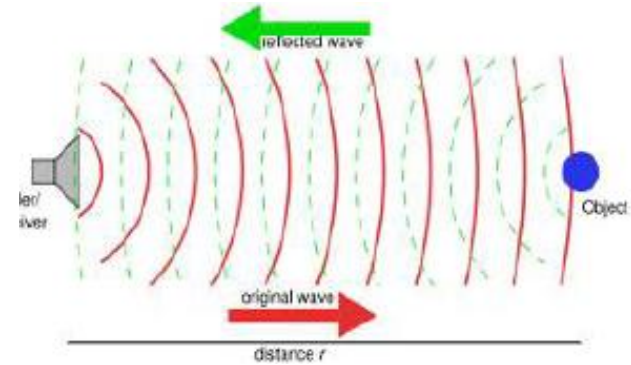
I **lobi laterali (side lobes)** sono raggi ultrasonori di **bassa intensità** che vengono proiettati lateralmente rispetto al fascio principale; sono generati dalla **espansione radiale dei cristalli piezoelettrici**. Si osservano per lo più quando si usano **sonde lineari**.



Impulsi di ultrasuoni

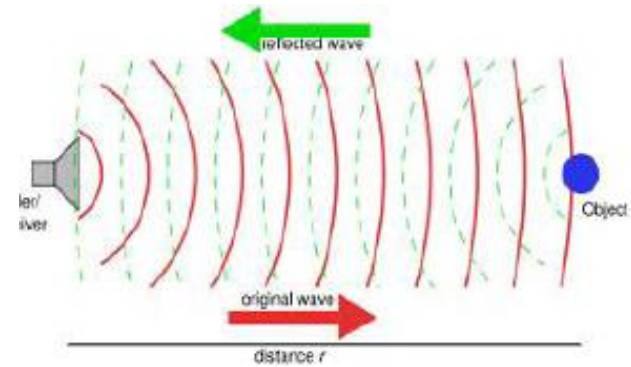


Siccome lo stesso trasduttore deve funzionare sia da **emittente del fascio ultrasonoro che da ricevente dell'eco**, dovrà alternare in modo congruo le due funzioni.

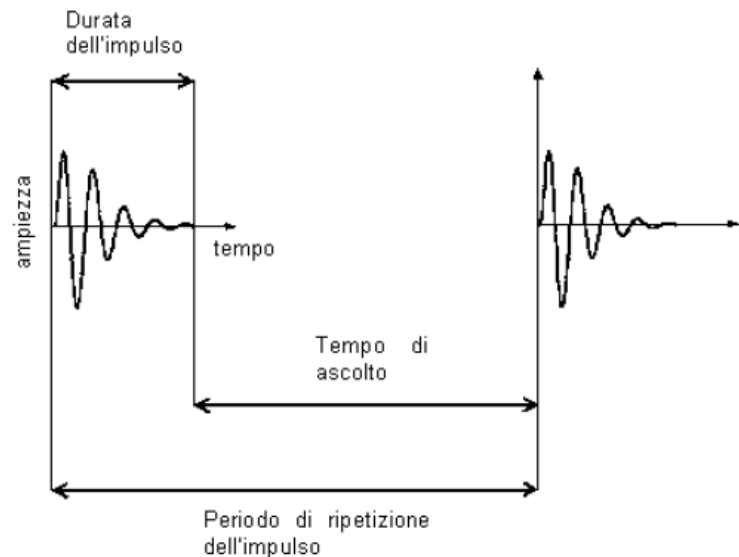


Impulsi di ultrasuoni

Siccome lo stesso trasduttore deve funzionare sia da **emittente del fascio ultrasonoro che da ricevente dell'eco**, dovrà alternare in modo congruo le due funzioni.



A seconda della distanza dell'oggetto (o delle strutture) che vogliamo esplorare, il **trasduttore emetterà quindi un primo treno di ultrasuoni** (un impulso), e dovrà poi attendere prima di emettere un nuovo impulso, rimanendo **in ascolto per un tempo adeguato** (es. proporzionale alla distanza fra superficie del torace e strutture da indagare e alla velocità degli ultrasuoni nei tessuti toracici).

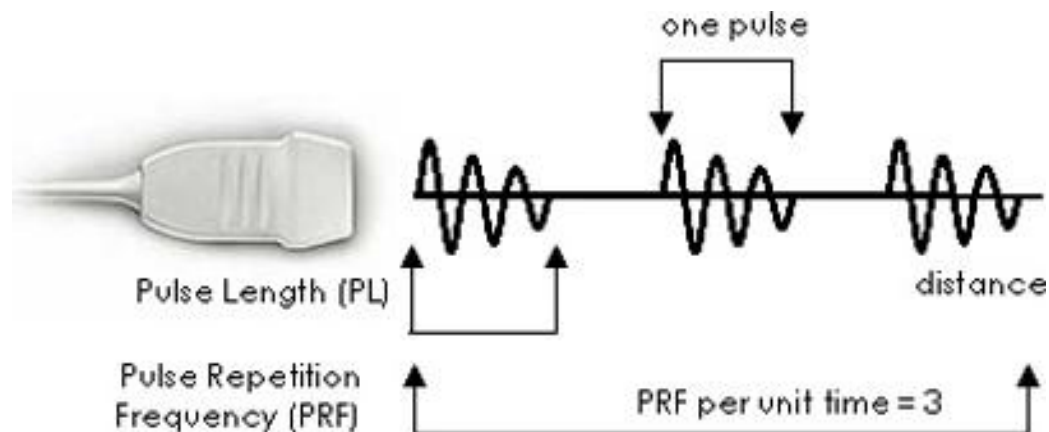


Impulsi di ultrasuoni

Più le strutture da esplorare saranno profonde, maggiore sarà il tempo di ascolto e quindi minore il numero di impulsi inviati per unità di tempo (di conseguenza sarà minore la qualità dell'immagine prodotta).

La **Pulse Repetition Frequency (PRF)** è la **frequenza di emissione degli impulsi ultrasonori da parte del trasduttore** (numero di impulsi per secondo).

Il trasduttore funziona da emettitore di ultrasuoni per circa 1 milionesimo di secondo, 500-3000 volte al secondo; poi, funziona come ricevitore degli echi per un tempo circa 1000 volte maggiore.



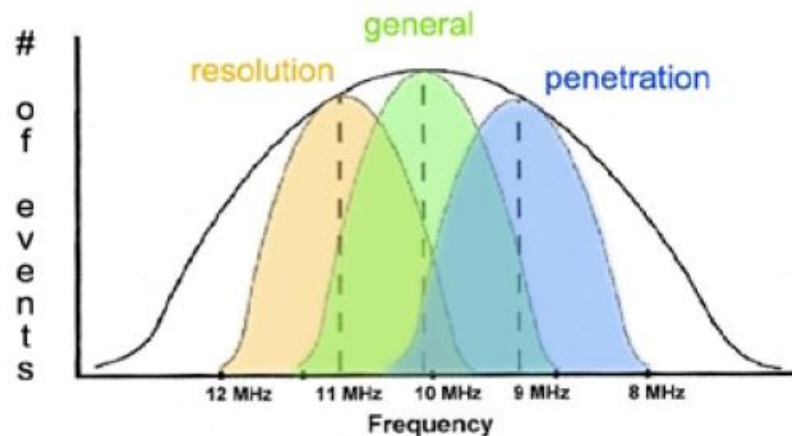
Sonde a banda larga

I trasduttori moderni sono **trasduttori a banda larga, capaci cioè di emettere ultrasuoni a più di una frequenza diversa.**

Per esempio, un trasduttore L5-12MHz è in grado di emettere onde ultrasonore di frequenze comprese fra 5 e 12 MHz.

L'ecografista ha quindi il compito di **selezione la frequenza** dell'ultrasuono più conveniente per una migliore esecuzione dell'esame, giocando fra **risoluzione e penetrazione del fascio ultrasonoro.**

FREQUENCY
Broad Bandwidth Transducer
Multi-frequency Selectable



Modalità rappresentazione segnale US



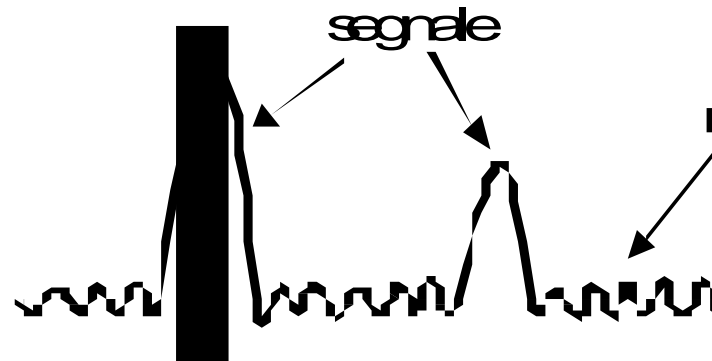
- **A-MODE** (Amplitude Mode, Modulazione di Ampiezza)
- **TM-MODE** (Time Motion Mode)
- **B-MODE** (Brightness Mode, Modulazione di Luminosità)
- **ANALISI DELL'EFFETTO DOPPLER** (analisi spettrale continua o pulsata)
 - **Eco-Doppler (Duplex)**
 - **Eco-color-Doppler**
 - **Eco-power-Doppler**
 - **Imaging armonico**

Ecografia A-mode

- È il modo **più semplice** di rappresentare il segnale ecografico ed è di tipo **monodimensionale** (cioè offre un'analisi in una sola dimensione). Essa dà informazioni sulla sola **natura della struttura in esame** (liquido o solido). La A-Mode è ancora usata, ma solo in oculistica ed in neurologia.
- **Eco di ritorno viene rappresentato come un picco la cui ampiezza corrisponde all'intensità dell'eco riflesso.** Il tempo (t) di ritorno di un eco al trasduttore è legato alla profondità (L) della interfaccia che lo genera:

$$L = \frac{1}{2} ct$$

▲ Intensità dell'eco



Ecografia TM-mode



- Perfezionamento **dell'eco A Mode che viene arricchito dal dato dinamico.**

- Si ottiene un immagine **bidimensionale** in cui ogni eco è rappresentato da un punto luminoso.

I punti si spostano orizzontalmente in relazione ai movimenti delle strutture. Se le interfacce sono ferme, anche i punti luminosi rimarranno fermi. è simile all'A-Mode, ma con la differenza che viene registrato anche il movimento dell'eco.

- Questa metodica è tuttora usata in cardiologia, soprattutto per le dimostrazioni della cinetica valvolare.

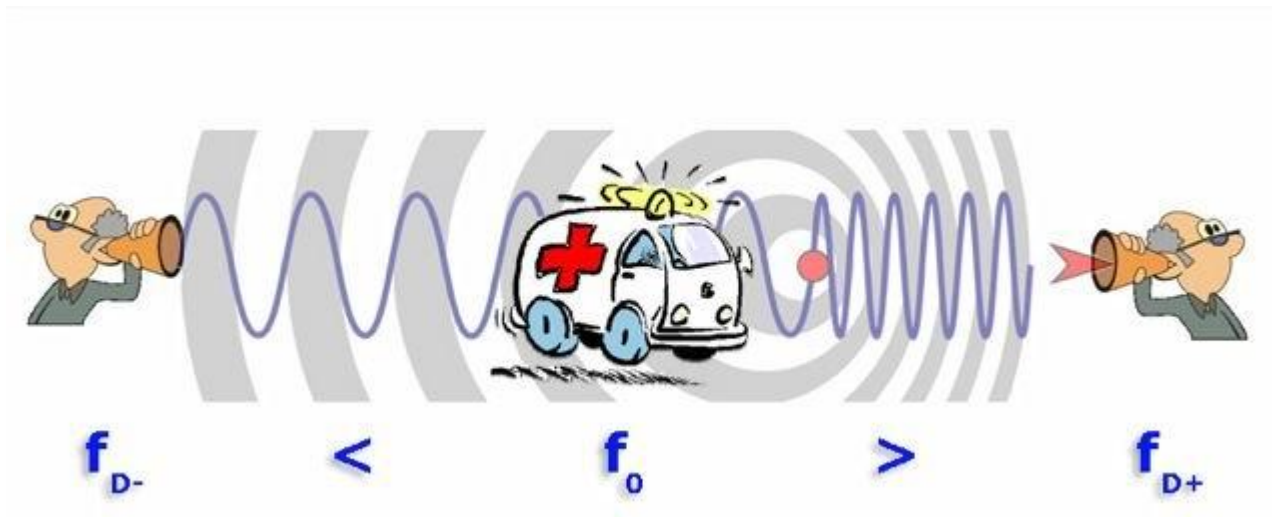
Ecografia B-mode



- Si tratta di una classica immagine (di una sezione del corpo) che **rappresenta gli echi provenienti dalle strutture in esame**. L'immagine viene costruita convertendo le onde riflesse in segnali la cui luminosità (tonalità di grigio) è proporzionale all'intensità dell'eco; i rapporti spaziali fra i vari echi "costruiscono" sullo schermo l'immagine della sezione dell'organo in esame.
- Offre immagini **bidimensionali**.
- L'introduzione della **scala dei grigi** (diverse tonalità di grigio per rappresentare echi di diversa ampiezza) ha maggiormente migliorato la qualità dell'immagine ecografia. Così tutte le strutture corporee vengono rappresentate con toni che vanno dal nero al bianco.
- In base alla tecnica di scansione, l'ecografia B-Mode può essere **statica** (o manuale) o **dinamica** (real-time). Con gli ecografi real-time l'immagine viene costantemente ricostruita (almeno 16 scansioni complete al secondo) in fase dinamica, fornendo una rappresentazione continua in tempo reale.

Effetto doppler

L'effetto Doppler (dal nome del fisico e matematico austriaco Christian Doppler che per primo lo ha descritto) è un fenomeno fisico in cui la **frequenza del suono di una sorgente (f_0) sembra aumentare mentre si avvicina ad un ascoltatore (f_{D+}) o, al contrario, sembra ridursi se si allontana (f_{D-}).**



Effetto doppler

In **ecografia l'effetto Doppler è sfruttato per rivelare i flussi ematici.**

Nel sangue, i **globuli rossi rappresentano le interfacce** sulle quali si generano gli echi la cui frequenza sembrerà aumentare, nel caso di flussi in avvicinamento alla sonda (Doppler positivo – f_{D+}), o sembrerà ridursi, nel caso opposto (Doppler negativo – f_{D-}) rispetto alla frequenza degli ultrasuoni emessi dalla sonda (f_0).



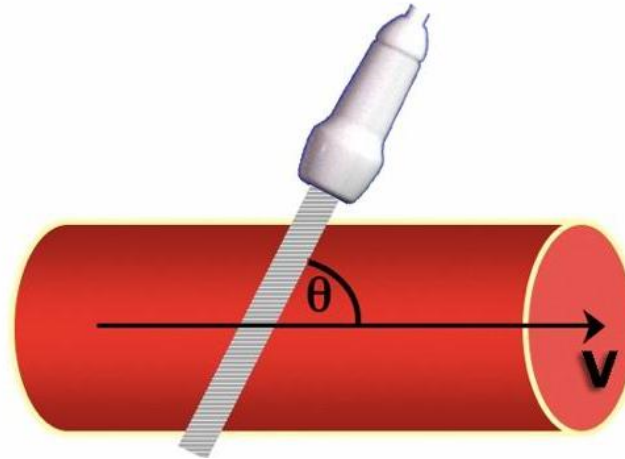
Rispetto alla visualizzazione B-mode, l'ecografia Doppler presenta una fondamentale differenza:

- in **B-mode** le immagini migliori vengono ottenute quando la sonda è perpendicolare alla struttura in esame;
- **nell'ecografia Doppler**, le migliori informazioni sui flussi ematici vengono ottenute quando l'angolo tra la sonda e la struttura sanguigna in esame è pari o prossimo a 0°

Effetto doppler

La variazione (shift) della frequenza nell'effetto Doppler dipende dalla velocità del flusso (maggiore è la velocità, maggiore lo shift) secondo la formula:

$$f_D = 2 \cdot \frac{f_0 \cdot V \cdot \cos\Theta}{c}$$



f_d = frequenza con Doppler shift; f_0 = frequenza emessa dalla sonda;
 V = velocità degli eritrociti; $\cos\Theta$ = coseno dell'angolo tra direzione del flusso e direzione degli ultrasuoni;
 c = velocità di propagazione degli ultrasuoni nel sangue (1560/ms)

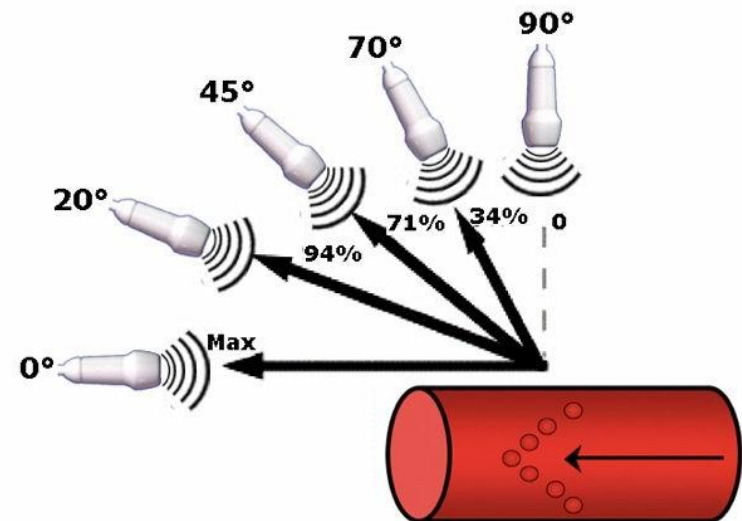
Effetto doppler

Sviluppando la precedente formula, è possibile calcolare la **velocità del flusso**, un importante parametro fisiologico

$$V = f_d * c / 2 f_0 * \cos\theta$$

Dalla formula è intuitivo rilevare che se **l'angolo è pari a 0°** (se cioè la direzione degli ultrasuoni è parallelo al flusso) il coseno sarà 1 e, quindi, **la velocità calcolata sarà fedele alla reale.**

Mano a mano che l'angolo aumenta, si riduce la stima della velocità, ad esempio con un angolo pari a 60° la velocità stimata è pari al 50% del reale; al di sopra di 60° la riduzione della stima è tale che non può essere compensata da correzioni matematiche e, perciò, sarà impossibile fare una stima esatta della velocità del flusso ematico



Scansioni ecografiche



E' fondamentale eseguire, ogni volta che si esegue un esame ecografico, perlomeno **due scansioni su piani ortogonali**: naturalmente sono possibili tutte le scansioni intermedie necessarie a studiare la struttura indagata in modo esaustivo.

Le scansioni fondamentali sono:

- **scansione trasversa**: la sonda viene orientata in modo che il lato destro del paziente sia rappresentato alla sinistra dello schermo ecografico, come se il paziente venisse osservato dalla parte dei piedi;
- **scansione longitudinale**: la sonda viene orientata in modo che l'estremità craniale del paziente sia rappresentata alla sinistra dello schermo ecografico, come se il paziente venisse osservato dal suo lato destro.

Vantaggi/svantaggi US



- non utilizza radiazioni ionizzanti
- rapidità
- alto contenuto diagnostico
- consente di eseguire esami al letto del malato
- innocuità: feto e neonato
- biopsie eco guidate
- basso costo
- interpretazione in tempo reale dei risultati

Vantaggi/svantaggi US



- non utilizza radiazioni ionizzanti
- rapidità
- alto contenuto diagnostico
- consente di eseguire esami al letto del malato
- innocuità: feto e neonato
- biopsie eco guidate
- basso costo
- interpretazione in tempo reale dei risultati



- operatore dipendente: richiede competenza ed esperienza
- rappresentazione fotografica non oggettiva
- impossibilità di ottenere esami diagnostici in pazienti obesi