

**PRINCIPI
FISICI
DEGLI
ULTRASUONI
ED
ECOGRAFIA**

INDICE

INTRODUZIONE	3
UN PO' DI STORIA	3
PRINCIPI FISICI DEGLI ULTRASUONI	4
FISICA DEGLI ULTRASUONI	4
Riflessione	5
Rifrazione	7
Diffusione	7
Effetto eco	8
GENERAZIONE DEGLI ULTRASUONI	9
Il Trasduttore.....	9
Propagazione e focalizzazione degli ultrasuoni	11
Penetrazione e risoluzione degli ultrasuoni	11
PRINCIPIO DELL' EFFETTO DOPPLER	12
SISTEMI ECOGRAFICI	14
TIPI DI SCANSIONE	16

INTRODUZIONE

La diagnostica di patologie vascolari con tecniche ad ultrasuoni ha raggiunto una tale validità di impiego da condurla ad una ampia utilizzazione sia nella pratica clinica che in quella privata. Alcune caratteristiche, quali la non invasività, ripetibilità, facilità di esecuzione e dati di elevata accuratezza diagnostica, forniti a livello dei diversi distretti vascolari, rendono tali sistemi ultrasonori, in mani esperte, di estrema utilità e spesso insostituibili, non soltanto sul piano diagnostico d'approccio ma anche su quello di studio, più razionale, della malattia. L'abbinamento dell'Ecotomografia vascolare ad elevato potere di risoluzione con il reperto Doppler pulsato o continuo in analisi spettrale (Ecodoppler o Duplexscanner) consente la valutazione contemporanea delle caratteristiche morfologico - strutturali ed emodinamiche del singolo vaso esplorato. L'alto grado di complementarietà consente di superare le limitazioni insite nel singolo modulo, privilegiando talora il dato emodinamico in una diagnostica strettamente vascolare, talora il reperto ecotomografico. La recente introduzione del color Doppler, per la sua capacità in tempo reale di evidenziare in colore il flusso, ha facilitato e decisamente incrementato le possibilità diagnostiche del reperto emodinamico Doppler. Nella pratica clinica tali metodiche hanno modificato, talvolta in maniera consistente, il protocollo diagnostico di numerose malattie vascolari nei differenti distretti.

UN PO' DI STORIA

La storia degli ultrasuoni è una parte della storia dell'acustica. La prima testimonianza risale ancora a Pitagora che nel VI secolo A.C. scoprì le diversità di suono emesse da differenti lunghezze di corde di strumenti musicali. Nel 1638 anche Galileo contribuì con i propri studi alla scienza dell'acustica. In seguito, un grande apporto fu dato da molti fisici e matematici che durante il 17° e 18° secolo fondarono le prime basi dello sviluppo della scienza acustica e solo durante il 19° secolo ci furono due significativi sviluppi dei metodi di generazione degli ultrasuoni. Il primo fu scoperto da Joule e denominato Magnetostrizione, ossia quel fenomeno per mezzo del quale è possibile convertire energia magnetica in energia meccanica tramite il cambiamento di lunghezza di una sbarretta di nichel o altro materiale ferromagnetico al variare del campo magnetico nel quale questa sbarretta si trova. Il secondo fu scoperto dai fratelli Curie nel 1880 e denominato effetto Piezoelettrico, ossia quel fenomeno per mezzo del quale è possibile convertire energia elettrica in energia meccanica tramite la capacità presentata da determinati cristalli (cristalli piezo-elettrici) di subire variazioni dimensionali se sottoposti a una carica elettrica. Pertanto, queste deformazioni dei cristalli presenti in una ceramica piezoelettrica permettono di generare un'oscillazione meccanica a frequenze anche molto elevate. Queste due importanti scoperte suscitavano notevoli interessi nei ricercatori fin dalla Prima Guerra Mondiale per localizzare i sottomarini, ma i primi veri utilizzi nell'industria si svilupparono soltanto dall'inizio della Seconda Guerra Mondiale. Il rapido sviluppo nell'elettronica e nello sviluppo di materiali piezoceramici hanno reso possibile sviluppare sistemi sempre più sofisticati nel campo domestico, medicale, industriale e militare. L'utilizzo degli ultrasuoni non è limitato solamente all'essere umano, ma anche al mondo animale. Alcuni animali usano gli ultrasuoni per localizzare e identificare il cibo o gli ostacoli e per individuare pericoli (per esempio: pipistrelli, delfini, cani, eccetera).

PRINCIPI FISICI DEGLI ULTRASUONI

FISICA DEGLI ULTRASUONI

Nelle metodiche di imaging ecografiche viene utilizzata una particolare onda acustica ad elevatissima frequenza, non percepibile dall'orecchio umano, definita ultrasuono.

In medicina esso costituisce uno strumento affidabile e soprattutto non invasivo per la visualizzazione degli organi, dei tessuti interni, dei vasi e per la conoscenza della dinamica dei flussi.

Le grandezze che descrivono un'onda acustica sono la frequenza, il periodo, la lunghezza d'onda, la velocità di propagazione, l'ampiezza e l'intensità.

La frequenza indica le oscillazioni complete (cicli) compiute in un secondo, mentre il periodo è il tempo necessario per eseguire un ciclo completo. Le due grandezze sono legate dalla relazione:

$$T = \frac{1}{f}$$

dove:

T = periodo, espresso in secondi

f = frequenza, espressa in Hertz

La lunghezza d'onda è la porzione di spazio necessaria alla realizzazione di un ciclo completo.

L'ampiezza è la massima variazione presente in ogni variabile acustica.

L'intensità è definibile come l'energia che nell'unità di tempo cade sull'unità di sezione disposta perpendicolarmente alla direzione di propagazione di un'onda sonora ed è un parametro molto importante nella discussione degli effetti biologici prodotti.

Ampiezza ed intensità sono funzioni decrescenti della profondità alla quale il fascio ultrasonoro giunge. La loro diminuzione viene definita attenuazione.

La velocità di propagazione è la velocità con la quale l'onda sonora attraversa un particolare mezzo. Essa dipende quindi dal mezzo e viene determinata dalla densità e dalla rigidità del mezzo stesso: aumenta all'aumentare della rigidità e si riduce al diminuire della densità.

Dunque la velocità di propagazione è elevata nei liquidi ed ancor più nei solidi, mentre è bassa nei gas. Normalmente nei tessuti la velocità viene considerata approssimativamente 1540 m/sec.

La relazione che intercorre tra la frequenza (f), la lunghezza d'onda (λ) e la velocità di propagazione del suono nel mezzo (C) è:

$$\lambda f = C$$

Un altro importante parametro, anch'esso dipendente dal mezzo, è l'impedenza acustica (Z) espressa dalla relazione:

$$Z = \rho C$$

Essa rappresenta il prodotto della densità del mezzo per la velocità di propagazione del suono nel mezzo stesso, ed è indipendente dalla frequenza utilizzata.

Consideriamo ora due mezzi, 1 e 2, con densità differente, cioè che abbiano una impedenza acustica diversa.

Al passaggio del confine fra i due mezzi considerati si può avere il fenomeno della riflessione ed il fenomeno della rifrazione.

Riflessione

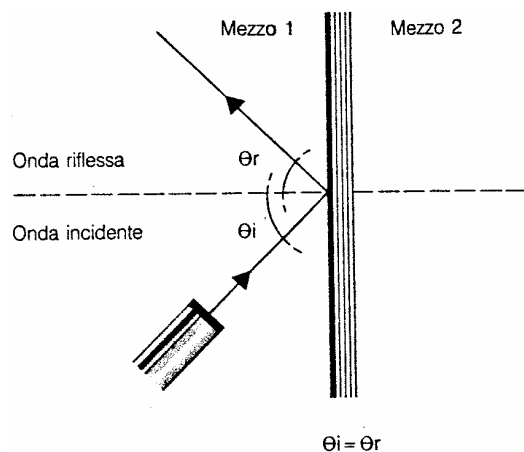
La riflessione dell'onda sonora incidente sulla superficie di separazione tra due tessuti è prodotta dalla variazione delle caratteristiche fisiche dei tessuti e, in particolare, dai diversi valori della densità e della velocità di propagazione del suono.

Poiché il loro prodotto fornisce il valore dell'impedenza caratteristica Z del tessuto, l'entità dell'energia riflessa è legata alla differenza tra le impedenze caratteristiche dei due mezzi 1 e 2, secondo la relazione:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

dove Z_1 e Z_2 sono le impedenze caratteristiche dei due mezzi, mentre R è il coefficiente di riflessione che indica la frazione di energia riflessa rispetto all'energia incidente.

Riflessione speculare
su una superficie di
interfacce tra due mezzi.



Se la direzione d'incidenza dell'onda sulla superficie di separazione tra i due mezzi non è perpendicolare alla superficie stessa, l'onda riflessa cambia direzione in modo che l'angolo di incidenza θ_i sia uguale all'angolo di riflessione θ_r .

Il fenomeno della riflessione si verifica solo se la superficie di confine tra i due mezzi è sufficientemente ampia rispetto alla lunghezza d'onda.

Rifrazione

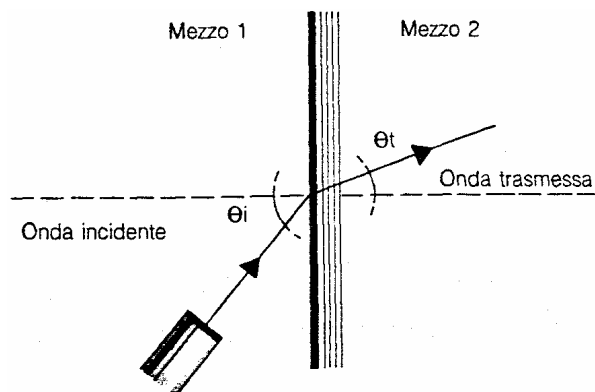
Non tutta l'energia ultrasonora incidente sulla superficie di separazione dei due mezzi viene riflessa nel mezzo 1; buona parte penetra nel mezzo 2 dove potrà subire ulteriori riflessioni.

Anche per il fenomeno della rifrazione se l'incidenza non è perpendicolare alla superficie dell'interfaccia l'onda subisce una deviazione dalla sua direzione di propagazione il cui valore dipende dalla velocità nei due mezzi, secondo la relazione:

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{V_2}{V_1}$$

dove V_1 e V_2 sono le velocità del suono nei due mezzi, θ_i è l'angolo di incidenza e θ_t è l'angolo di trasmissione.

Rifrazione dell'onda
trasmessa attraverso
l'interfaccia.

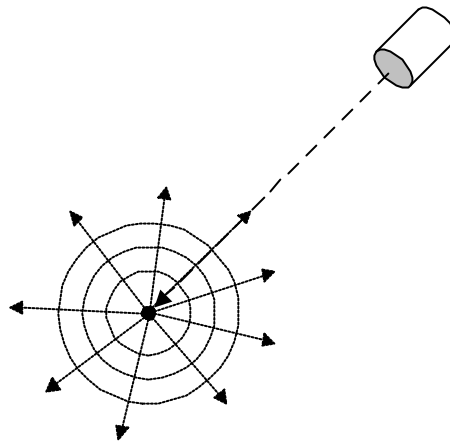


Diffusione

Se la superficie di separazione tra due mezzi è discontinua, oppure è molto piccola rispetto alla lunghezza d'onda di un fascio ultrasonoro, allora si verifica il fenomeno di diffusione.

Il fascio ultrasonoro viene diffuso in tutte le direzioni ad opera di piccoli riflettori, quali ad esempio gli eritrociti, che si comportano come punti elastici di diffusione e vibrano alla frequenza del suono incidente, diffondendo energia in tutte le direzioni.

Il segnale diffuso è molto meno intenso del segnale riflesso.



Diffusione dell'onda sonora.

Effetto eco

L'eco è un fenomeno dovuto alla riflessione del suono: esso si ha quando le onde acustiche, originate da una sorgente, raggiungono un ostacolo e da questo vengono nuovamente riflesse verso la sorgente.

La durata T che intercorre tra l'istante di emissione dell'ultrasuono e l'istante di ricezione dell'eco è legata al percorso di andata e ritorno dell'onda sonora e sarà data da:

$$T = \frac{2D}{V}$$

dove:

V = velocità dell'ultrasuono.

D = distanza fra sorgente ed ostacolo.

GENERAZIONE DEGLI ULTRASUONI

Il Trasduttore

Gli elementi che permettono la trasmissione e la ricezione degli ultrasuoni sono chiamati trasduttori (o sonde) ed il loro compito è quello di trasformare energia elettrica in energia sonora e viceversa.

Una tensione elettrica applicata al trasduttore genera un fascio ultrasonoro la cui frequenza è definita come nominale o operativa o di risonanza. Conversamente un fascio di ultrasuoni incidente sul trasduttore produce un voltaggio elettrico.

I trasduttori funzionano quindi sul principio della piezoelettricità. Essi infatti sono costituiti principalmente da un dischetto di ceramica piezoelettrica sulla superficie piana del quale vengono depositati due elettrodi mediante un procedimento di metallizzazione.

La tensione elettrica alternata applicata agli elettrodi provoca la deformazione del cristallo; d'altro canto una deformazione prodotta da una forza esterna meccanica genera una tensione elettrica sugli elettrodi che può essere amplificata ed utilizzata da un eventuale strumento.

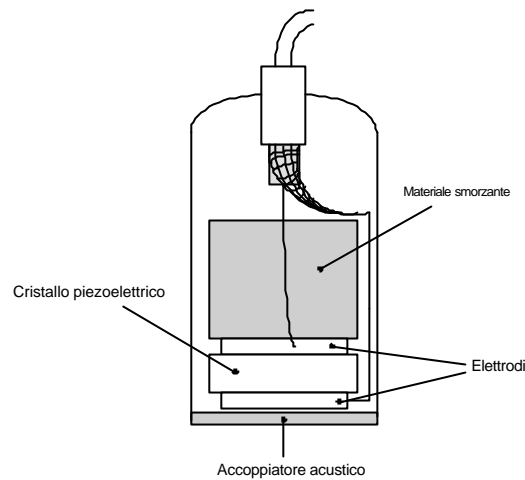
I trasduttori a singolo elemento sono normalmente circolari.

Quando la tensione viene applicata, il disco aumenta o diminuisce di spessore a seconda delle polarità della tensione stessa.

Le dimensioni tipiche del disco sono, per il diametro, dai 5 ai 20 mm e, per lo spessore, da 0,2 a 2 mm.

L'insieme del cristallo, dell'involucro, del materiale smorzante e di accoppiamento, di una eventuale elettronica, costituisce la sonda.

Trasduttore per ultrasuoni.



Il trasduttore può emettere ultrasuoni sia in maniera continua che pulsata.

Per quanto riguarda una emissione pulsata degli ultrasuoni, occorre definire alcuni parametri.

La frequenza di ripetizione dell'impulso (PRF - Pulse Repetition Frequency) è il numero di impulsi emessi per secondo.

Il periodo di ripetizione dell'impulso (PRP - Pulse Repetition Period) è il tempo intercorrente tra un impulso e l'altro.

La durata dell'impulso (PD - Pulse Duration) è il tempo complessivo occupato da ciascun impulso.

La lunghezza spaziale dell'impulso (SPL - Spatial Pulse Length) è lo spazio complessivo occupato da ciascun impulso.

Sulla faccia esterna del trasduttore viene comunemente depositato uno strato di accoppiamento la cui impedenza sia tra quella del trasduttore e quella del tessuto. Compito di questo strato è quello di ridurre la riflessione degli ultrasuoni sulla superficie del trasduttore, migliorando così la trasmissione.

Propagazione e focalizzazione degli ultrasuoni

Il fascio ultrasonoro emesso dal trasduttore non ha una intensità uniforme e può essere suddiviso in due zone distinte: la regione più vicina al trasduttore è chiamata campo vicino o zona di Fresnel, mentre quella più lontana è chiamata campo lontano o zona di Fraunhofer.

Altri fasci con intensità significativa, definiti lobi laterali, possono viaggiare in direzioni non coincidenti con quella principale e producono segnali spuri ed artefatti.

Supponendo di avere un trasduttore cilindrico, le dimensioni del fascio prodotto sono approssimativamente circolari, con aree di sezione diversa in base alla distanza dal cristallo stesso: in generale si può dire che il fascio tende a convergere nella zona vicina ed a divergere nella zona lontana.

La focalizzazione di un fascio viene definita come la localizzazione di una zona all'interno della quale vi è la minima dispersione energetica. La diretta conseguenza è che, al suo interno, i segnali conservano meglio le proprie caratteristiche con risultati tangibili in termini di qualità di informazione.

Penetrazione e risoluzione degli ultrasuoni

La propagazione del segnale e la sua penetrazione nei tessuti biologici dipende dall'energia ad esso associata e questa è funzione della frequenza nominale di trasmissione del cristallo.

Infatti un trasduttore la cui frequenza nominale è di 7 o 10 MHz può arrivare a profondità non superiori ai 3 - 4 cm, mentre frequenze di 2 o 3 MHz consentono la rilevazione di dati fino ai 20 - 24 cm.

Alla frequenza del trasduttore è legata anche un'altra importante variabile: la risoluzione.

Essa viene definita come la capacità di visualizzare la separazione di due riflettori molto vicini l'un l'altro.

L'obiettivo che si vuole raggiungere, modificando i trasduttori o aggiungendo lenti, è quello di migliorare la risoluzione di immagine.

PRINCIPIO DELL' EFFETTO DOPPLER

L'intero studio delle onde ultrasonore si basa su di un particolare effetto, osservabile in natura, definito Doppler, dal nome del fisico austriaco Christian J. Doppler (1803 - 1853) che lo scoprì.

Quando un insieme di onde ad una certa frequenza, opportunamente generato da una sorgente, incontra una superficie in movimento, viene riflesso con una frequenza diversa da quella originaria.

Questa variazione può essere un incremento o un decremento a seconda che il moto della superficie sia in avvicinamento o allontanamento dalla sorgente stessa.

Un esempio è quello del fischio di un treno che sembra maggiore quando il treno si avvicina e minore quando il treno si allontana.

Le onde sonore, quindi, sono condensate nelle frequenze più alte quando il suono del fischio del treno si avvicina e disperse nelle frequenze più basse quando questo si allontana.

La conoscenza della differenza di frequenza consente di analizzare il movimento dell'elemento riflettente.

Quest'ultimo nella pratica diagnostica, è la cellula ematica, o meglio l'insieme delle cellule ematiche che sono parte integrante del flusso sanguigno e che, attraverso la rilevazione della loro velocità, lo descrivono.

Tale velocità sarà valutabile tramite la relazione:

$$V = \frac{C \Delta F}{2 F_0 \cos q}$$

dove:

ΔF = differenza di frequenza

F_0 = frequenza del segnale trasmesso

V = velocità del sangue

C = velocità di propagazione dell'ultrasuono nel tessuto (circa 1540 m/sec)

θ = angolo compreso tra il fascio incidente (raggio ultrasonico) e la direzione del riflettore (asse vasale)

Normalmente la differenza di frequenza ΔF cade nel campo dell'udibile ed è all'incirca compreso tra 1 kHz e 15 kHz.

SISTEMI ECOGRAFICI

I sistemi ecografici sono costituiti, in linea di principio, da blocchi circuitali che comprendono il sistema ricevitore - emettitore, i circuiti di elaborazione e memoria ed un sistema di visualizzazione.

Il gruppo ricevitore - emettitore ha la funzione di generare l'ultrasuono, di convogliarlo lungo le direzioni comprendenti la zona che deve essere visualizzata con la minima perdita energetica, e recepire i segnali riflessi per poi processarli.

I circuiti di elaborazione e memoria eseguono la prima analisi dei segnali ricevuti e li predispongono ad una forma intellegibile di visualizzazione. Essi sono di due tipi: analogici e digitali.

Normalmente, oggi, tutti questi circuiti sono digitali, implementano microprocessori per la gestione dei segnali e presentano scale dei grigi con molti livelli (256 ed oltre) per le più piccole sfumature.

Nell'ecografia ad ultrasuoni la sonda irradia un impulso e si pone in attesa di ricevere le eco di ritorno riflesse dalle interfacce dei diversi tessuti attraversati.

Per questa operazione può essere necessario un solo cristallo che funziona da trasmettitore e successivamente da ricevitore.

Il fascio ultrasonoro che attraversa un tessuto produce una serie di riflessioni che vengono percepite dal ricevitore e memorizzate in una matrice che rappresenta il piano dell'immagine.

Esso è suddiviso in unità elementari, chiamate Pixel, ed in ciascuna di esse è memorizzato un valore numerico digitale che rappresenta l'intensità della riflessione ricevuta nel punto della struttura corrispondente a quella posizione di memoria.

Queste informazioni possono poi essere inviate dalla matrice al sistema di visualizzazione che le traduce in immagini interpretabili dall'operatore, cioè intellegibili su video o su carta.

Il sistema di visualizzazione costituisce l'ultimo elemento della catena ed è composto da monitor, videoregistratori, stampanti e relativa elettronica.

I segnali visualizzati possono essere:

- A-mode, quando si visualizza l'ampiezza del segnale (modo dell'ampiezza);
- B-mode, quando si codificano le strutture insonificate secondo una scala di grigi (modo della brillantezza);
- M-mode, quando vengono rappresentati tutti i movimenti delle interfacce acustiche insonificate (modo del movimento).

In A-mode gli echi vengono evidenziati con deflessioni verticali di ampiezza proporzionale alla loro intensità.

L' A-mode viene generalmente utilizzato per eseguire misurazioni di strutture, come ad esempio il diametro dell'aorta addominale in campo vascolare, ma non si presta allo studio di strutture in movimento.

I dati ottenuti con l'A-mode possono essere rappresentati in B-mode come punti la cui luminosità è proporzionale all'intensità dell'eco.

L'immagine ecografica ottenuta con la rappresentazione B-mode è quella più comunemente utilizzata.

Il B-mode permette la registrazione dei movimenti delle strutture indagate e la sua analisi nel tempo si definisce Time-Motion mode o più comunemente M-mode.

Tale metodo consente quindi di registrare i movimenti delle strutture esplorate.

Gli echi possono essere anche memorizzati in B-mode su monitor dando un'immagine bidimensionale delle sezioni analizzate.

La produzione dell'immagine bidimensionale prevede la scansione del trasduttore, o dei trasduttori.

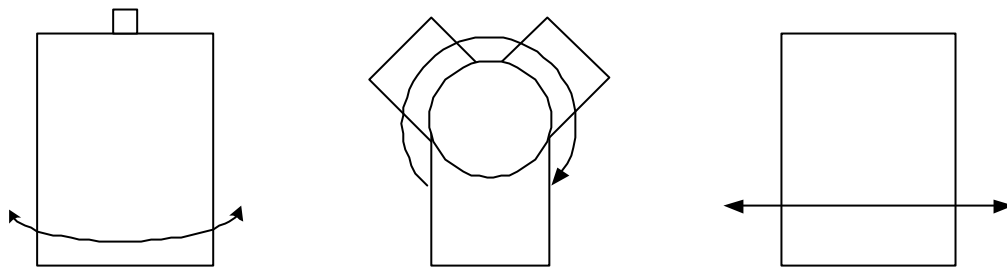
In passato sono stati utilizzati sistemi statici con l'attivazione manuale delle sonde. Pur fornendo una buona risoluzione di immagine, questi sistemi non seguivano, e quindi non visualizzavano, il movimento delle strutture.

Sono stati gli strumenti dinamici in tempo reale a poter produrre molte immagini per secondo, in alcuni casi fino a 60 e più, fornendo importanti informazioni e dando perciò la possibilità agli operatori di studiare la dinamica delle strutture.

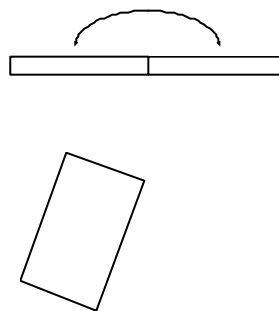
TIPI DI SCANSIONE

I tipi di scansione che intervengono nella formazione di una immagine sono sostanzialmente due: meccanica ed elettronica.

Nel primo tipo si ha l'oscillazione, la rotazione o la traslazione di uno o più trasduttori.



In alcuni casi, dove il trasduttore è fermo, si verifica l'oscillazione di un sistema riflettente (specchio o lente acustica).



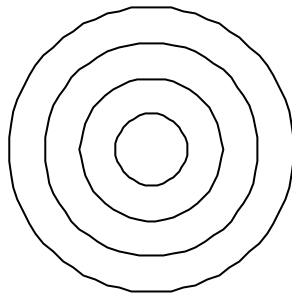
In tutti questi sistemi i trasduttori sono immersi in un liquido di accoppiamento che facilita, o meglio non impedisce, la trasmissione dell'ultrasuono.

Il secondo metodo è reso possibile dalla presenza di più trasduttori.

Essi possono essere rettangolari e posti lungo una linea (Linear Array)

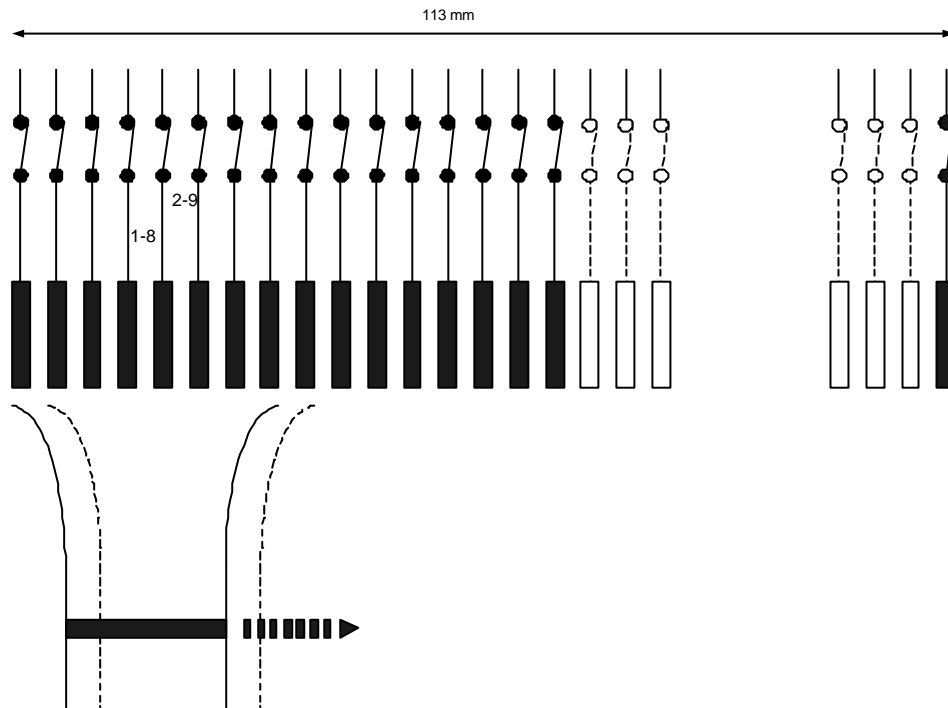


oppure circolari e concentrici (Anular Array).



Nel sistema Linear viene applicata una tensione a gruppi di elementi in successione, e ciascun gruppo opera come se fosse un unico trasduttore di dimensioni maggiori.

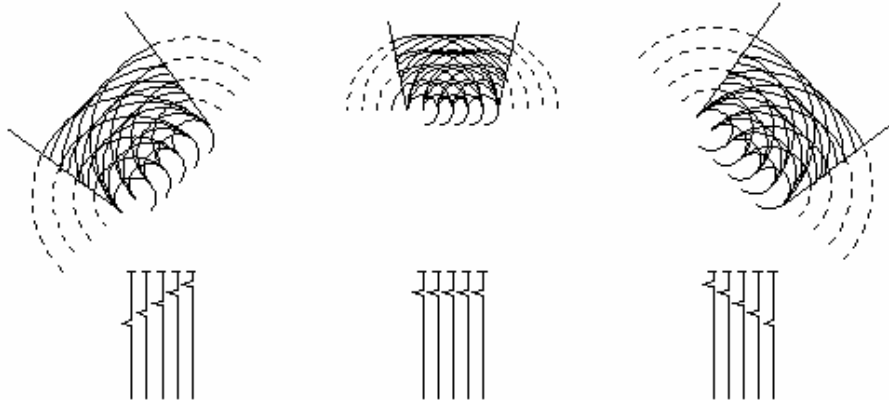
Il fascio ultrasonoro generato si muove sequenzialmente seguendo l'eccitazione di ciascun gruppo e ripropone in maniera automatica lo spostamento del singolo trasduttore del sistema statico manuale.



Formazione del fascio in un trasduttore lineare tipo Linear Array.

I sistemi definiti Linear Phased Array applicano una tensione a tutti gli elementi, come fossero un unico gruppo, ma con piccole differenze temporali, al fine di focalizzare ed indirizzare opportunamente il fascio; queste differenze temporali possono essere modificate ad ogni successiva

emissione, cosicché la direzione del fascio può essere scambiata continuamente, ottenendo perciò una focalizzazione variabile.

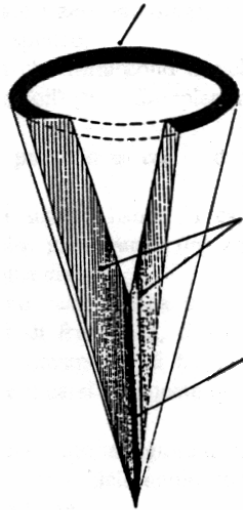


In figura è riportato il principio di alimentazione dei trasduttori con ritardi diversi: le tre situazioni si riferiscono a tre istanti differenti; gli impulsi che alimentano diversi trasduttori della schiera si susseguono in istanti diversi in modo che il fascio viene ricostruito per somma, lungo la direzione voluta, delle onde prodotte dai singoli trasduttori.

I sistemi Anular Array sono costituiti da cristalli a configurazione di anelli concentrici.

Cambiando i ritardi di alimentazione degli anelli più interni rispetto a quelli più esterni, si ottiene la focalizzazione del fascio su un punto preciso dell'asse: è possibile infatti focalizzare su due o più punti fissi lungo l'asse, ottenendo così una focalizzazione su due o più piani.

- 1) Trasduttore anulare.
- 2) Fascio di ultrasuoni.
- 3) Linea di focalizzazione.



Aldilà della diversa tecnologia c'è una grossa differenza nella capacità di focalizzazione tra i sistemi Phased Array ed Anular Array.

I primi focalizzano solo sul piano di scansione, in quanto sul piano trasverso, date le dimensioni dei trasduttori, lo spessore del fascio è molto esiguo e si può raggiungere un fuoco fisso utilizzando una lente.

La tecnologia anulare invece possiede una focalizzazione simmetrica: infatti, essendo i trasduttori circolari, oltre a focalizzare sul piano di scansione, focalizzano sul piano ad esso trasverso fornendo una risposta anche al problema della risoluzione sul piano elevazionale.