

ECOGRAFIA

Sistema di indagine diagnostica medica che non utilizza radiazioni ionizzanti, ma ultrasuoni e si basa sul principio dell'emissione di eco e della trasmissione delle onde ultrasonore.

Questa tecnica è utilizzata routinariamente in ambito internistico, chirurgico e radiologico. Oggi infatti tale metodica viene considerata come **esame di base** o di filtro rispetto a tecniche di Imaging più complesse come TAC, imaging a risonanza magnetica, angiografia.

Gli ultrasuoni utilizzati sono compresi tra 2 e 20 MHz. La frequenza è scelta tenendo in considerazione che **frequenze maggiori hanno maggiore potere risolutivo dell'immagine, ma penetrano meno in profondità** nel soggetto.

Queste onde sono generate da un cristallo piezoceramico inserito in una sonda mantenuta a diretto contatto con la pelle del paziente con l'interposizione di un apposito gel (che elimina l'aria interposta tra sonda e cute del paziente, permettendo agli ultrasuoni di penetrare nel segmento anatomico esaminato); la stessa sonda è in grado di raccogliere il segnale di ritorno, che viene opportunamente elaborato da un computer e presentato su un monitor.

ULTRASONOGRAFIA

Ultrasuoni: energia meccanica sonora a frequenze superiori a 20 kHz (massima frequenza udibile). Vengono inviati all'interno del corpo umano mediante un trasduttore piezoelettrico (sonda). Le informazioni si ottengono dalle interazioni che avvengono fra l'energia e l'organo in esame.

Velocità di propagazione dell'onda: $v = \lambda / T = f \lambda$
con: T = periodo, f = frequenza, λ = lunghezza d'onda.

Caratteristiche:

- Non richiede l'uso di mezzi di contrasto
- Non invasiva né traumatica
- Consente misure in profondità e stratigrafie
- Fornisce misure del flusso ematico

L'ecografia è **operatore-dipendente**, poiché vengono richieste particolari doti di manualità e spirito di osservazione, oltre a cultura dell'immagine ed esperienza clinica.

ECOGRAFO

Sostanzialmente un ecografo è costituito da tre parti:

- una **sonda** che trasmette e riceve il segnale
- un **sistema elettronico** che:
 - Pilota il trasduttore
 - Genera l'impulso di trasmissione
 - Riceve l'eco di ritorno alla sonda
 - Tratta il segnale ricevuto
- un **sistema di visualizzazione** (in genere un monitor, o un oscilloscopio)



GENERAZIONE DEGLI ULTRASUONI

Gli ultrasuoni vengono generati per mezzo di materiali con particolari caratteristiche meccanico-elettriche, i **materiali piezoelettrici**.

Questi particolari materiali come ad esempio il quarzo o titanato di bario hanno la caratteristica di generare una differenza di potenziale se compressi o stirati in senso trasversale; viceversa, se applicata una differenza di potenziale ai loro estremi, questi si comprimono o dilatano in senso trasversale.

Proprio quest'ultima caratteristica viene sfruttata per generare queste onde meccaniche sopra il campo dell'udibilità (ultrasuoni).

In base al materiale scelto avremo quindi diverse frequenze di ultrasuoni, diverse propagazioni nei materiali e quindi diverse caratteristiche di potenza delle macchine generatrici

TRASDUTTORE

Il trasduttore, chiamato anche convertitore o emettitore, è un elemento particolare ed assai importante.

Il ruolo del trasduttore è **trasformare l'energia elettrica fornita dal generatore, in energia meccanica di vibrazione.**

Per definizione possiamo dire che il trasduttore è un solido formato da elementi con proprietà di piezoelettricità, capace di tradurre tutte le variazioni del campo elettrico, in variazioni di spessore o di lunghezza.

Il principio di funzionamento si basa sulla **capacità di variazione dimensionale dei materiali piezoelettrici sottoposti a variazioni di tensioni elettriche.**

Il generatore fornisce una tensione con un forma d'onda simile ad una sinusoide. La tensione passa alternativamente, secondo la frequenza del sistema, dal campo positivo al negativo.

La ceramica piezoelettrica risente di questa variazione, allungandosi nel campo positivo o viceversa accorciandosi nel campo negativo.

Le ceramiche del trasduttore sono elementi duri di conseguenza fragili. particolare cura deve essere rivolta nell'utilizzo di questi componenti.

Come abbiamo detto, il trasduttore trasforma le variazioni del campo elettrico in energia meccanica di vibrazione.

La caratteristica principale di questa vibrazione è l'ampiezza e viene espressa in micron. **L'ampiezza prodotta dai trasduttori può variare secondo il modello e generalmente è compresa tra 5 e 25 micron.**

ULTRASUONI: PARAMETRI

Come ogni altro tipo di fenomeno ondulatorio gli ultrasuoni sono soggetti a fenomeni di **riflessione**, **rifrazione** e **diffrazione** e possono essere definiti mediante parametri quali:

la frequenza f ,

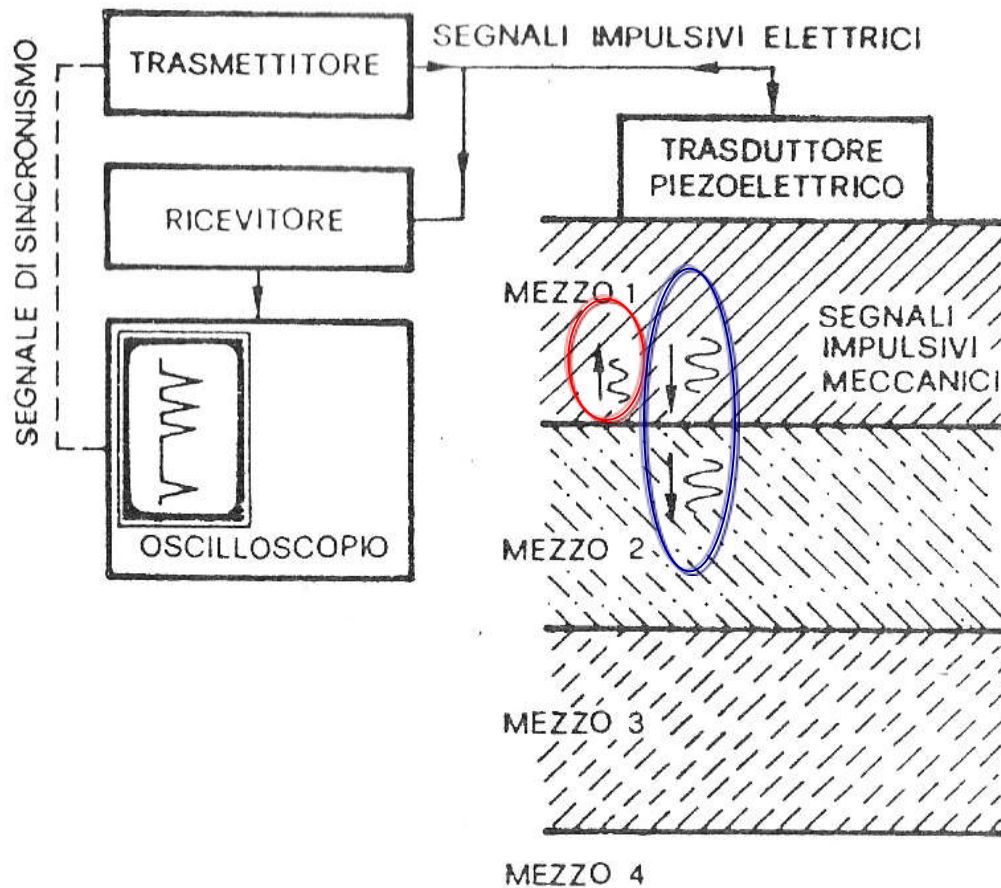
la lunghezza d'onda λ ,

la velocità di propagazione $v = f \lambda$,

l'intensità (misurata in decibel),

l'attenuazione (dovuta all'impedenza acustica del mezzo attraversato).

PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO



Il segnale elettrico è presentato come segnale luminoso sullo schermo di un oscilloscopio o monitor.

Comunemente gli ultrasuoni sono emessi sotto forma di impulsi, cioè pacchetti di vibrazioni.

Quando la vibrazione meccanica incontra un ostacolo (interfaccia fra tessuti diversi, discontinuità nel tessuto, cavità ripiene di liquido, calcificazioni, bolle d'aria, corpi estranei) lungo il cammino di propagazione, **una parte dell'energia viene riflessa ed una parte trasmessa.**

Lo stesso trasduttore che ha emesso l'impulso ultrasonico, quando è investito da vibrazioni meccaniche (segnali d'eco ultrasonici) fornisce un segnale elettrico proporzionale a quello meccanico.

RIFRAZIONE, DIFFRAZIONE

Come ogni altro tipo di fenomeno ondulatorio gli ultrasuoni sono soggetti a fenomeni di **riflessione**, **rifrazione** e **diffrazione**

Rifrazione: Deviazione subita da un'onda che ha luogo quando questa passa da un mezzo ad un altro nel quale la sua velocità di propagazione cambia.

La **legge di Snell** descrive quanto i raggi sono deviati quando passano da un mezzo ad un altro. Se il raggio proviene da una regione con indice di rifrazione n_1 ed entra in un mezzo ad indice n_2 gli angolo di incidenza θ_1 e di rifrazione θ_2 sono legati dall'espressione:

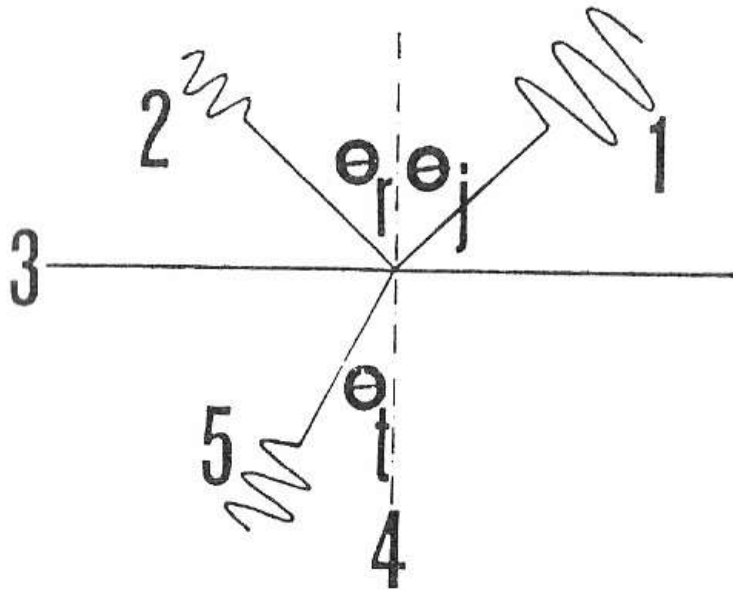
$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

dove v_1 e v_2 sono le velocità nei mezzi.

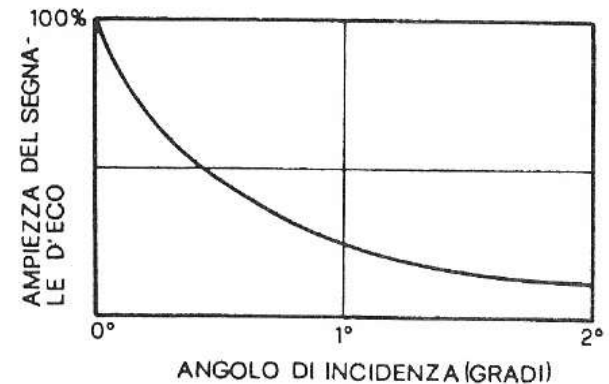
RIFRAZIONE

Per incidenza obliqua, vale la legge di Snell:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_j} = \frac{v_i}{v_j}$$



- 1 – onda incidente
- 2 – onda riflessa
- 3 – discontinuità fra i due mezzi
- 4 – retta normale al bordo
- 5 – onda trasmessa



Per un angolo di incidenza superiore a pochi gradi l'ampiezza scende a meno di 1/10 di quella per incidenza normale.

IMPEDENZA

Quando l'onda raggiunge un punto di variazione dell'impedenza acustica, essa può essere riflessa, rifratta, diffusa, attenuata.

Quando l'onda ultrasonica che si propaga in un mezzo uniforme di impedenza z_1 , raggiunge l'interfaccia con un mezzo di impedenza diversa z_2 , si ha riflessione e rifrazione. Per incidenza piana, la **frazione di energia riflessa** è:

$$R = \frac{(z_2 - z_1)^2}{(z_2 + z_1)^2}$$

L'energia trasmessa è: $1-R$.

Es.: passaggio da tessuto molle con $z_1=1,5 \cdot 10^5 \text{g/cm}^2\text{s}$ all'aria, con $z_2=0,0004 \cdot 10^5 \text{g/cm}^2\text{s}$. Si ottiene $R \cong 1$, cioè $1-R \cong 0$.

Non si ha quindi trasmissione di energia ultrasonica nel mezzo 2 (aria). Quindi bolle d'aria lungo il cammino dell'onda ultrasonica non consentono di visualizzare ciò che sta dietro alla bolla, a meno che questa non sia di dimensioni confrontabili con la lunghezza d'onda impiegata (diffrazione).

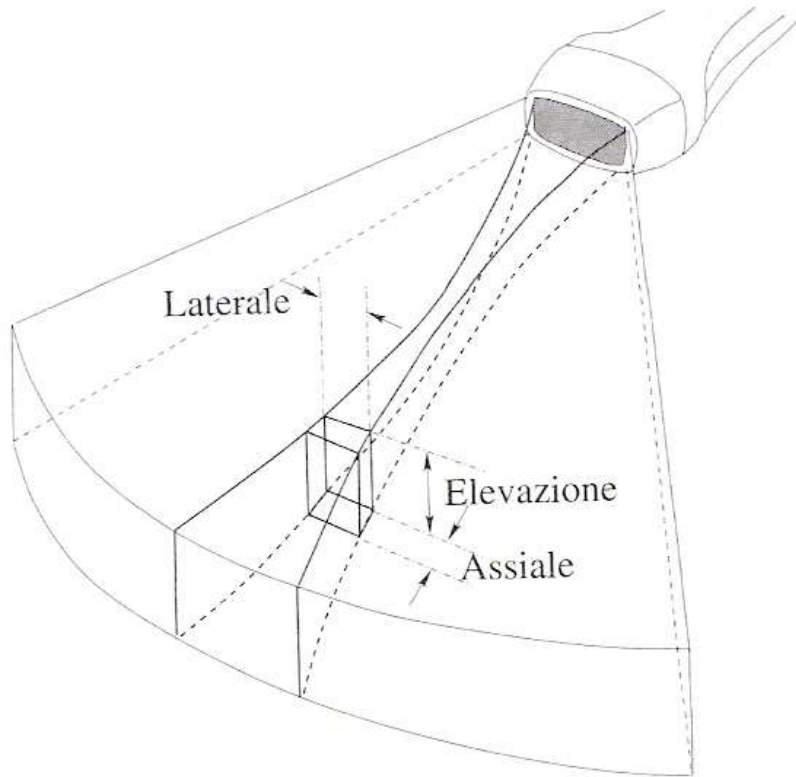
IMPEDENZA

Vista la grande differenza di impedenza tra un osso ed un tessuto, con l'ecografia non è possibile vedere dietro di esso.

Anche zone di aria o gas (Z piccolo) fanno "ombra", per via di una riflessione totale.

Il tempo impiegato dall'onda per percorrere il percorso di andata, riflessione e ritorno viene fornito al computer, che calcola la profondità da cui è giunta l'eco; questo punto si riferisce ad una superficie di suddivisione tra tessuti.

RISOLUZIONE



Risoluzione spaziale di un fascio US

Variando l'apertura emittente della sonda, è possibile cambiare il cono di apertura degli ultrasuoni e quindi la profondità fino alla quale il fascio può considerarsi parallelo. La risoluzione di un sistema ecografico si divide in due parti:

assiale: o di profondità = minima distanza tra due superfici vicine sulla stessa traiettoria dell'onda. Più gli impulsi della sonda sono brevi, maggiore è la risoluzione.

laterale: distanza tra due strutture alla stessa profondità. Questa risoluzione dipende dalla focalizzazione del fascio ultrasonoro emesso dalla sonda: più questa è focalizzata, più aumenta la risoluzione.

Anche l'aumentare della frequenza migliora la discriminazione, ma riduce la profondità raggiungibile.

Sistemi di scansione

I sistemi di scansione sono caratterizzati dal formato dell'immagine che a sua volta deriva dal trasduttore che si usa.

Scansione lineare

Formato dell'immagine rettangolare

Trasduttori lineari

Sonda a scansione lineare:

Gruppi di elementi (da 5 o 6) facenti parte di una cortina di cristalli (da 64 a 200 o più) posti in maniera contigua, vengono eccitati in successione in maniera da formare una scansione lineare.

Sistemi di scansione

Scansione settoriale

Formato dell'immagine settoriale

Trasduttori settoriali meccanici a singolo cristallo, anulari, array

Nel caso di un settoriale meccanico (singolo cristallo o anulare) la scansione viene data tramite un sistema di ingranaggi che fa oscillare il cristallo di un settore (normalmente 90°). Durante l'oscillazione il cristallo viene eccitato con una certa tempistica, in maniera da inviare gli impulsi ultrasonori, ricevere gli echi di ritorno e quindi permettere di creare l'immagine ultrasonora all'interno del campo di vista.

Sistemi di scansione

Scansione convex

Formato dell'immagine a tronco di cono

Trasduttori convex

Nel caso di un trasduttore convex i cristalli vengono eccitati esattamente come nel trasduttore lineare, ma il campo di vista sarà a tronco di cono, dato che i cristalli sono posizionati su una superficie curva.

Ecografia di un feto di 23 settimane – scansione settoriale



TECNICHE DI SCANSIONE

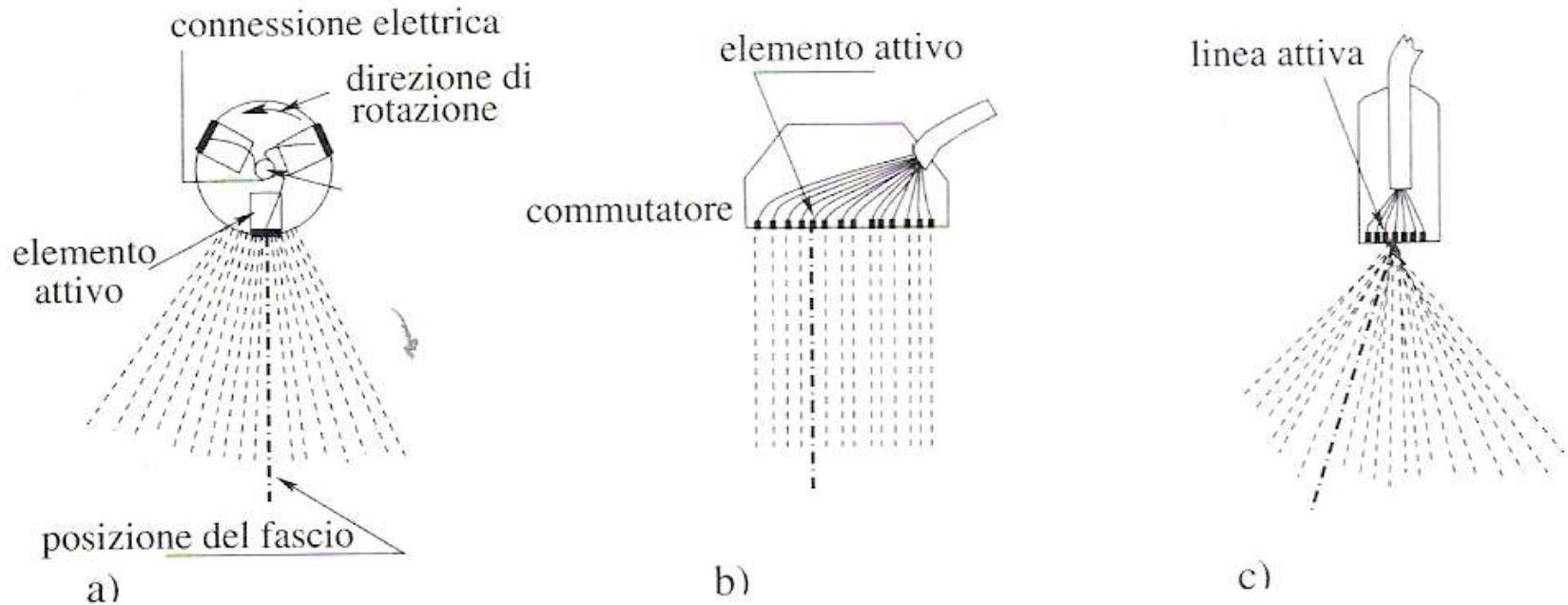


Figura 8.7 a) Scansione meccanica, b) con trasduttore ad array, c) settoriale con phased-array

Trasduttore singolo = scansione manuale o meccanica

Trasduttori multipli paralleli = 128 elementi allineati attivati in rapida successione (osterica)

Trasduttori multipli settoriali = 128 raggi divergenti (cardiologia)

TRASDUTTORE PHASED - ARRAY

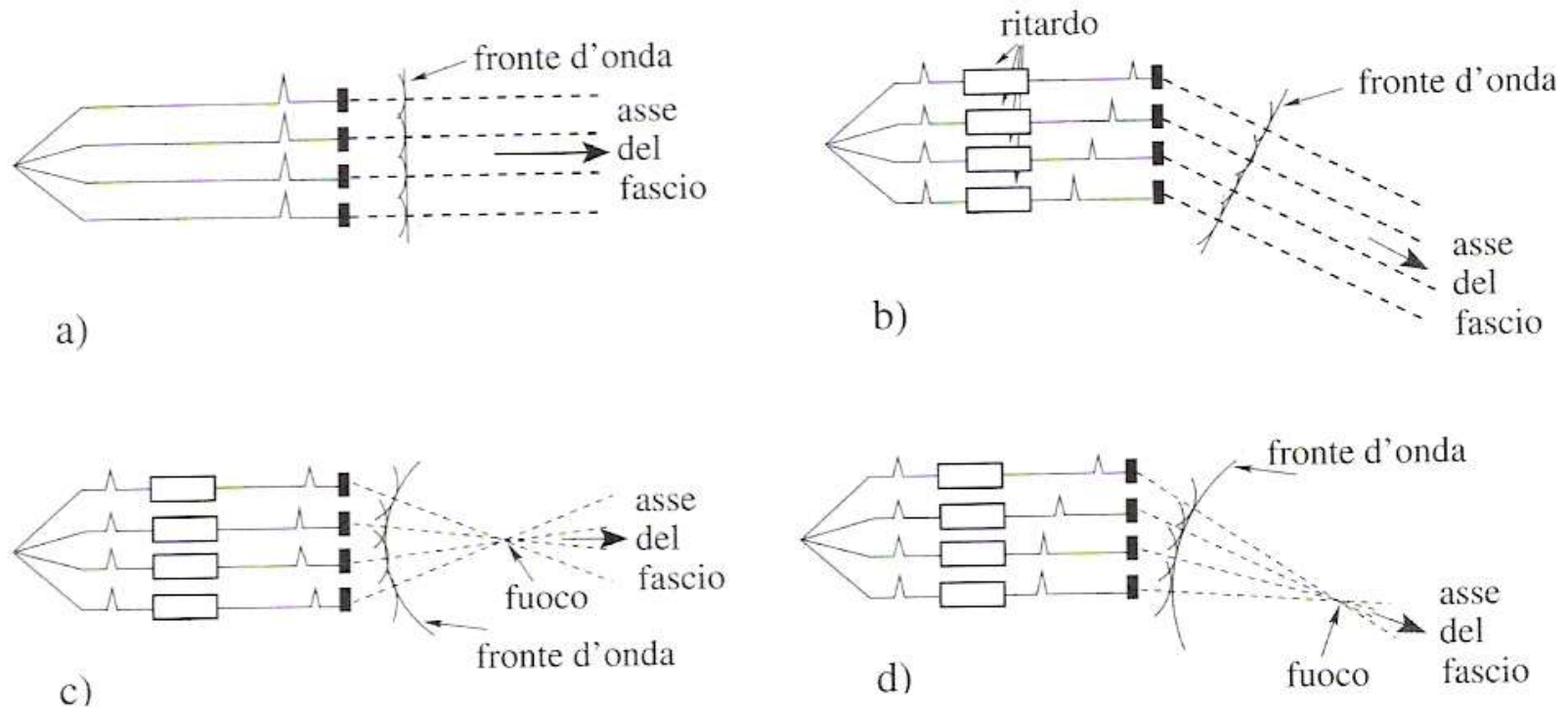


Figura 8.8 Con un trasduttore phased-array a) si può ottenere la deflessione del fascio US b), la sua focalizzazione c), o entrambe d)

Scansione elettronica ottenuta eccitando sequenzialmente con ritardi opportuni gli elementi dell'array (a, b). Consente anche di far convergere l'energia ultrasonica ad una prefissata profondità e direzione (c, d)

MODI DI PRESENTAZIONE

Si possono ottenere diverse rappresentazioni delle strutture oggetto di esame a seconda delle elaborazioni effettuate sul segnale in output dalla sonda

Modo A (modulazione di ampiezza)

Ogni eco viene presentata come un picco la cui ampiezza corrisponde all'intensità dell'eco stessa.

Modo B (modulazione di luminosità)

Ogni eco viene presentata come un punto luminoso la cui tonalità di grigio è proporzionale all'intensità dell'eco.

Modo real-time

Le onde sono emesse e raccolte in direzioni diverse in sequenza, in modo da poter associare ad ogni istante una direzione. In questo modo è possibile avere un'immagine contemporaneamente su tutto il campo di osservazione. La maggior parte degli ecografi attuali opera in questo modo.

Modo M (motion scan)

È una rappresentazione in modo B, ma con la caratteristica aggiuntiva di essere cadenzata; viene utilizzata allo scopo di visualizzare sullo schermo in tempo reale la posizione variabile di un ostacolo attraverso l'eco da esso prodotta.

AMPLIFICAZIONE E COMPENSO DI PROFONDITÀ

Molto importante è il sistema di amplificazione degli echi ed il compenso di profondità.

Amplificazione

Gli echi ricevuti hanno un'ampiezza ridotta rispetto all'eco incidente. La tensione generata dal cristallo a seguito dell'eco di ritorno è molto bassa, deve essere quindi amplificata prima di essere inviata ai sistemi di elaborazione e quindi di presentazione.

Compenso di profondità

A causa dell'attenuazione degli ultrasuoni nel tessuto umano (1 dB/cm/MHz) gli echi provenienti da strutture distali saranno di minor ampiezza rispetto a quelli provenienti da strutture simili ma prossimali. Per compensare ciò è necessario amplificare maggiormente gli echi lontani rispetto a quelli più vicini. Ciò viene svolto da un amplificatore dove il guadagno aumenta in funzione del tempo (T.G.C. Time Gain Compensation) cioè in funzione della profondità di penetrazione.

MODO 3D

L'evoluzione più recente è rappresentata dalla tecnica tridimensionale, la quale, a differenza della classica immagine bidimensionale, è basata sull'acquisizione, mediante apposita sonda, di un "volume" di tessuto esaminato.

Il volume da studiare viene acquisito e digitalizzato in frazioni di secondo, dopo di che può essere successivamente esaminato sia in bidimensionale, con l'esame di infinite "fette" del campione (sui tre assi x, y e z), oppure in rappresentazione volumetrica, con l'esame del tessuto o dell'organo da studiare, il quale appare sul monitor come un solido che può essere fatto ruotare sui tre assi.

In tal modo si evidenzia con particolare chiarezza il suo reale aspetto nelle tre dimensioni.

Con la metodica "real time", si aggiunge a tutto ciò l'effetto "movimento", per esempio il feto che si muove nel liquido amniotico.

UTILIZZI

Quest'analisi strumentale serve per analizzare e verificare la presenza di alcune patologie a seconda degli strumenti utilizzati.

Sonda tradizionale:

Screening per tumore alla mammella

Patologie tiroidee

Patologie addominali

Colica renale

ESEMPI



Ecografia 3D di un feto di 29settimane



3 mesi

ECOGRAFIA MORFOLOGICA

L'ecografia morfologica si effettua tra 19^a e la 23^a settimana di gestazione. E' uno strumento importantissimo per identificare difetti e anomalie nella crescita del feto.



MAPPE SPETTRALI

SCOPO: realizzazione di mappe topologiche (posizione e caratteristiche del tessuto) basate sulla **stima della frequenza massima (centroide)** del segnale ultrasonico per la differenziazione di patologie intraoculari (dimensione, tipo del tessuto, analisi post-trattamento).

METODO: “Mappe spettrali” (**spettrogramma spazio-frequenza**). Retinoblastoma, melanoma, ecc. sono assimilabili a sfere di dimensioni variabili ($20\ \mu$ - 100μ .) Modelli AR di ordine basso consentono elevata risoluzione.

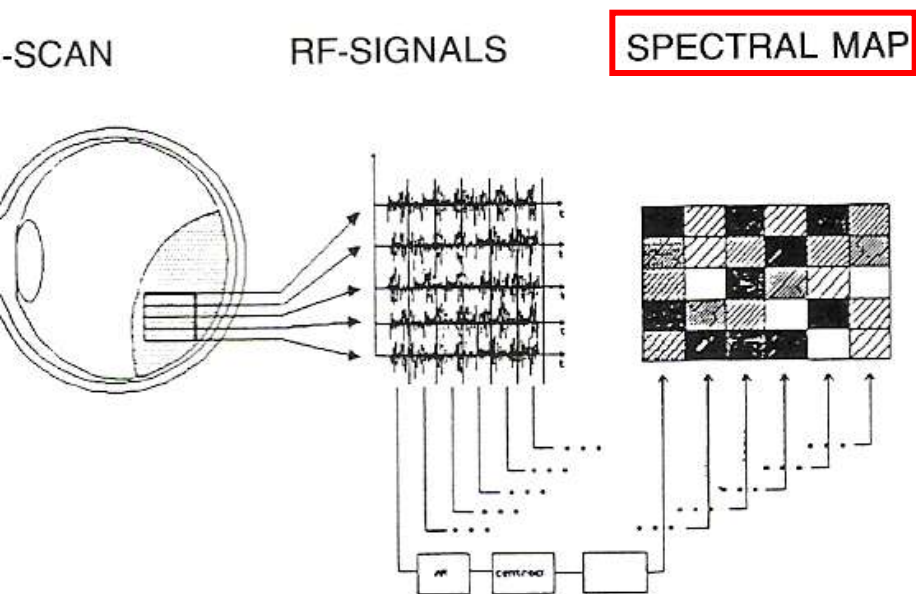


TABLE 4. PSD estimate by ARMA

An ARMA process is characterized by:

$$x(n) = \sum_{l=0}^q b_l u(n-l) + \sum_{k=1}^p a_k x(n-k)$$

$x(n)$ => Output process

$u(n)$ => Input process

b_l => Coefficient of the MA part

a_k => Coefficient of the AR part

The backscattered echo is assumed to be the output of an ARMA model with unknown input.

$$P_{AR}(f) = \frac{T\rho_w}{|A(f)|^2}$$

PSD CON MODELLI AR DI ORDINE CRESCENTE

Simulazione di
segnale ultrasonico
retrodiffuso da
patologie del fondo
dell'occhio
(retinoblastoma,
melanoma).

Obiettivo: mappe
spettrali non
invasive per la
differenziazione
delle patologie.

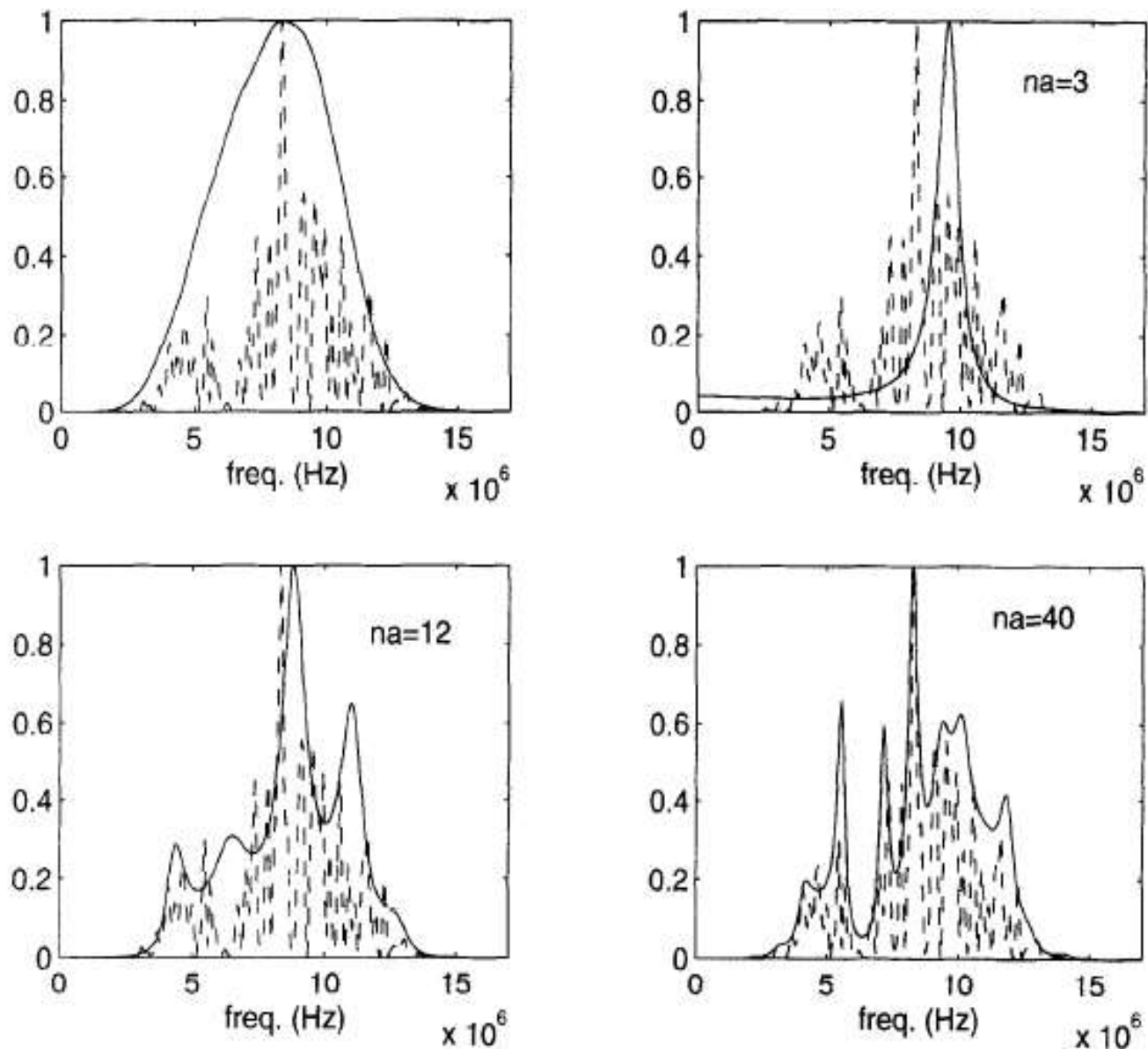


Fig. 2. Effect of an increased AR model order on the estimation of the PSD. (upper left) Simulated signal squared FFT (dashed line) compared to the theoretical PSD (solid line); (upper right) simulated signal squared FFT (dashed line) compared to the PSD estimated by AR(3) (solid line); (lower left) simulated signal squared FFT (dashed line) compared to the PSD estimated by AR(12) (solid line); (lower right) simulated signal squared FFT (dashed line) compared to the PSD estimated by an AR(40) (solid line).

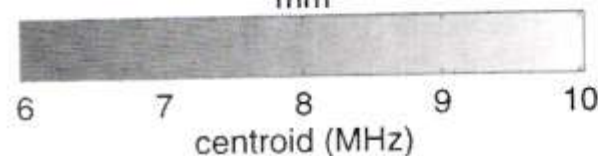
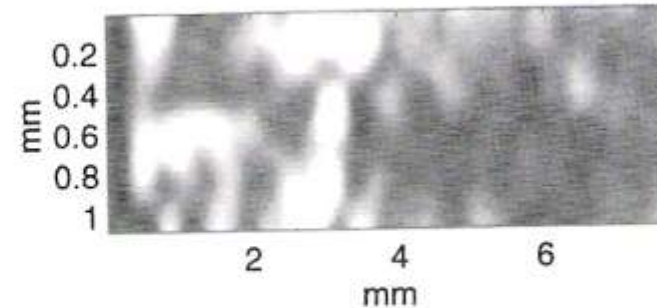
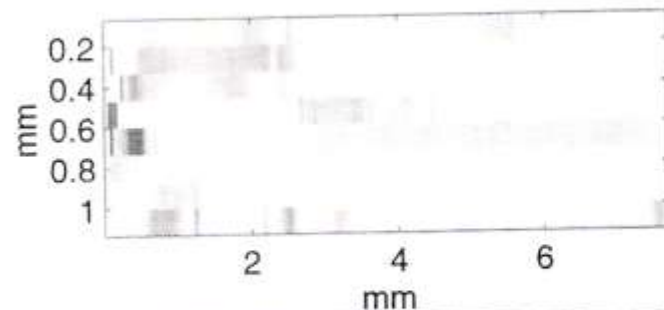
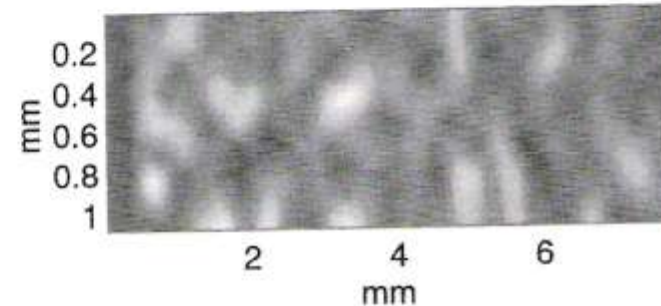
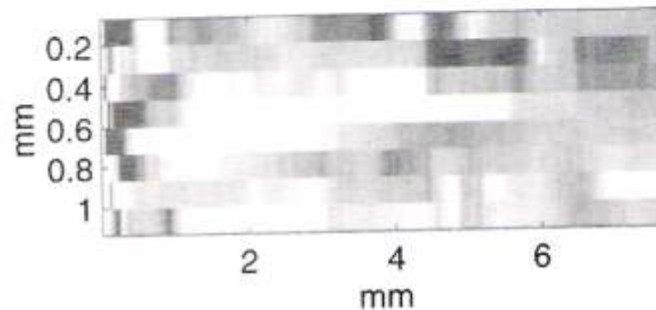
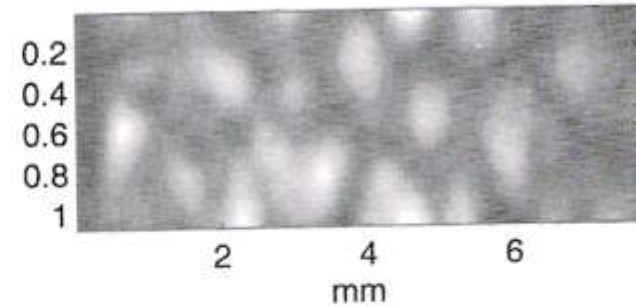
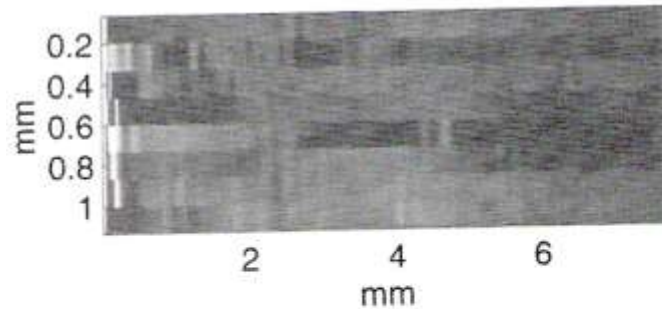
SIMULAZIONI

Test-object:

(dall'alto) sfere di
lattice di diametro
 $20\mu\text{M}$, $50\mu\text{M}$, $100\mu\text{M}$.

A sin: mappe
spettrali: su ogni
intervallo (spaziale)
si costruisce la AR
PSD. Colore
chiaro=particelle
piccole; colore
scuro=particelle
grandi

A ds: immagini
ecografiche



DATI REALI - RISULTATI

a) Retinoblastoma:

microstruttura
disordinata, con
agglomerati
cellulari;

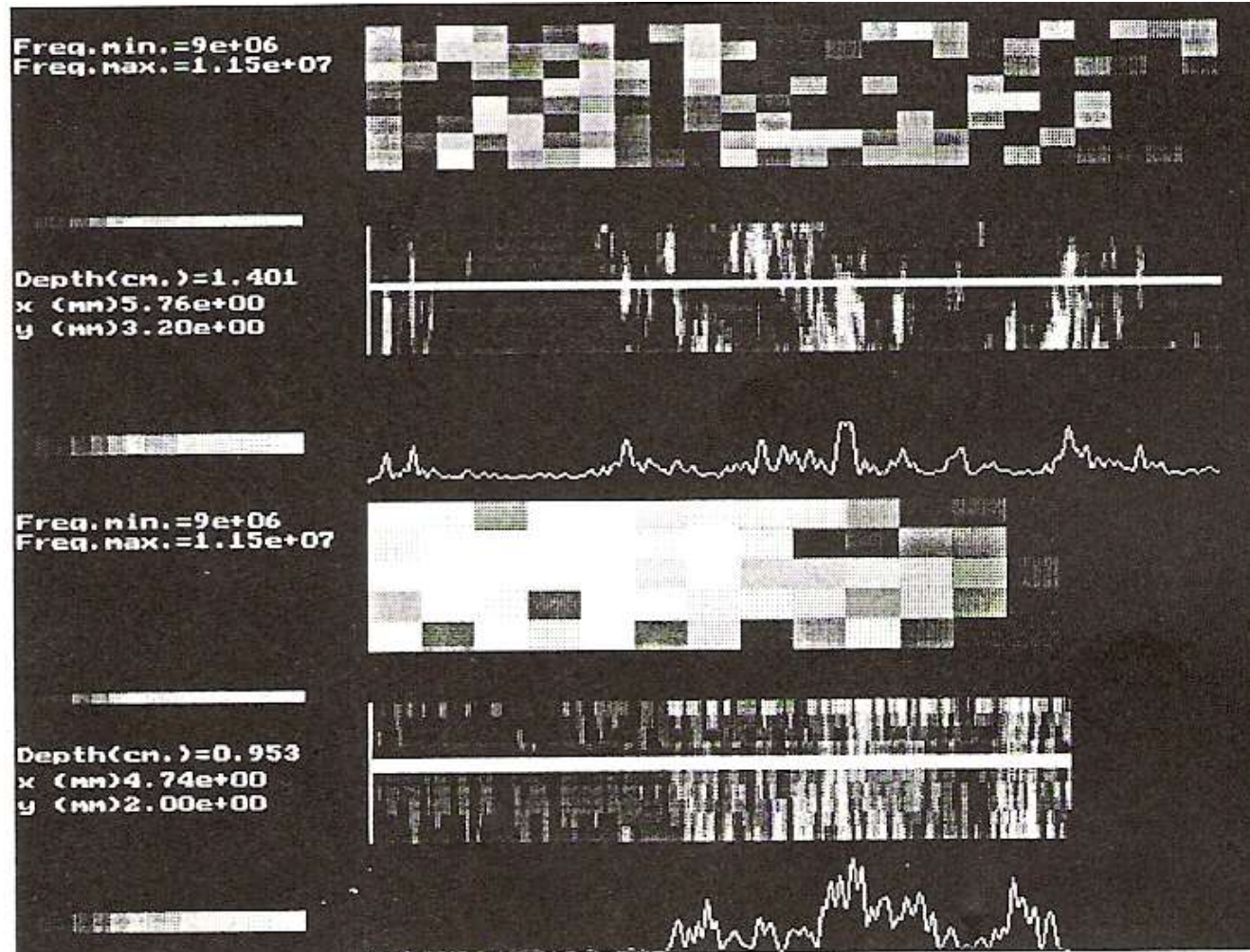
a)

a) Melanoma:

struttura omogenea
con particelle di
dimensioni $< 40\mu\text{M}$.

b)

In entrambi i casi è
mostrata la mappa
spettrale,
l'immagine
ecografica e
l'intensità.



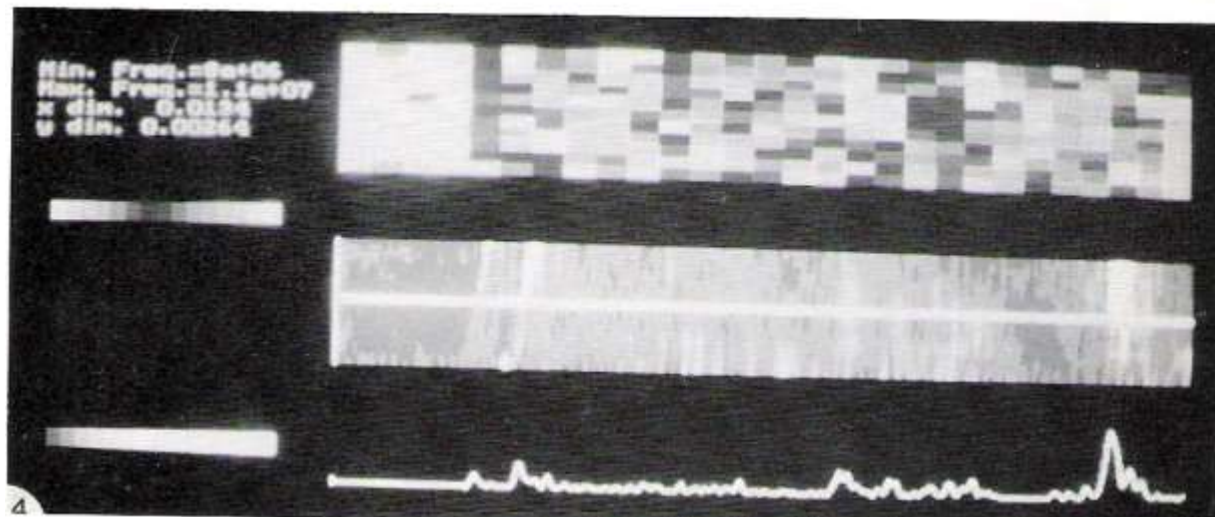
$f=10\text{MHz}$, $\lambda=150\mu\text{M}$; tessuto composto di particelle di diametro $< f$
 \Rightarrow diffusione di Rayleigh. **Colore chiaro = particelle piccole;**
colore scuro = particelle grandi

RETINOBLASTOMA

Patologia caratterizzata da struttura irregolare, con particelle di diametro $< 1/f$, $f=10\text{MHz}$ che viene evidenziata dalla mappa spettrale

$f=10\text{MHz}$, $\lambda=150\mu\text{M}$; tessuto composto di particelle di diametro $< f \Rightarrow$ diffusione di Rayleigh.

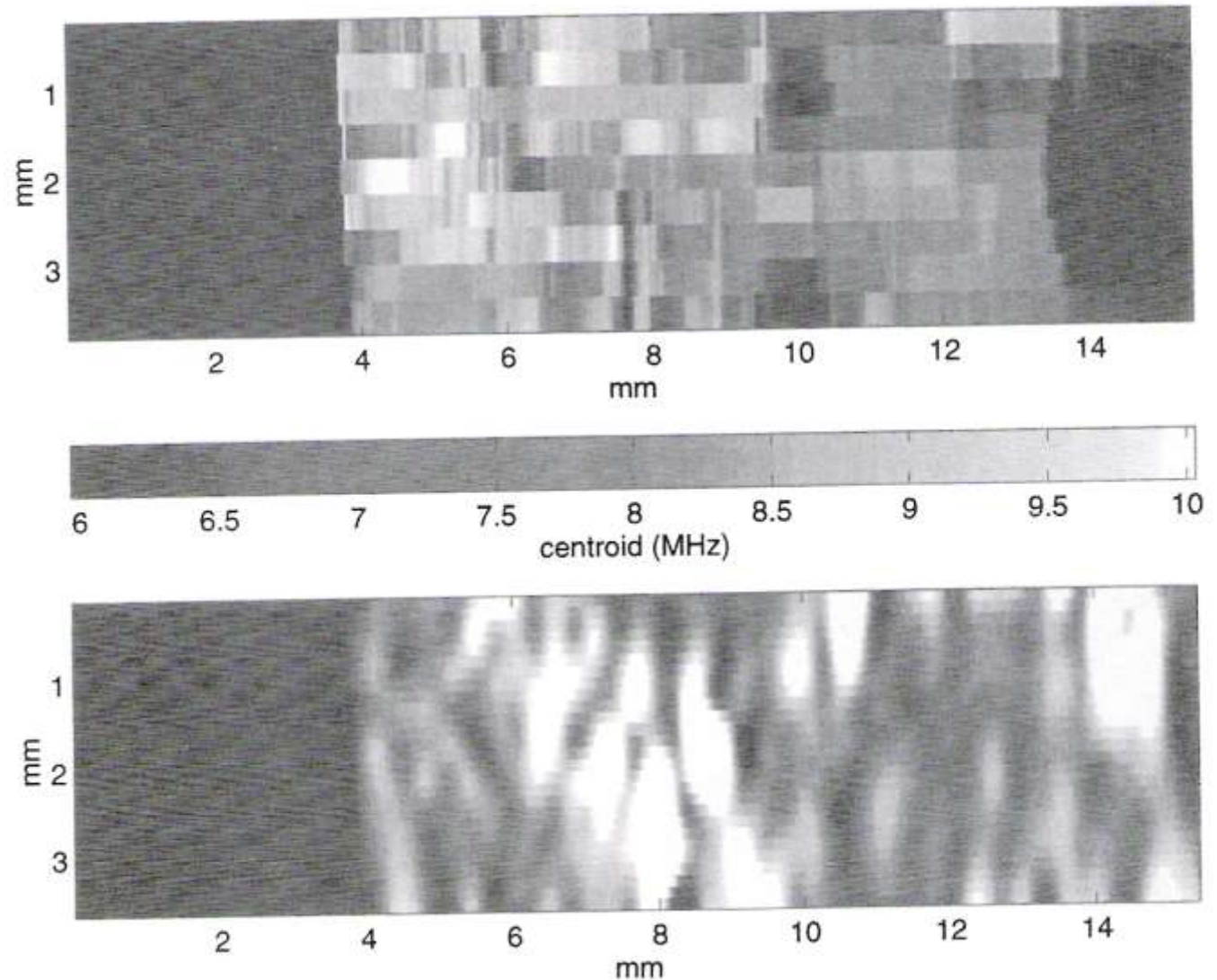
Colore chiaro = particelle piccole; colore scuro = particelle grandi



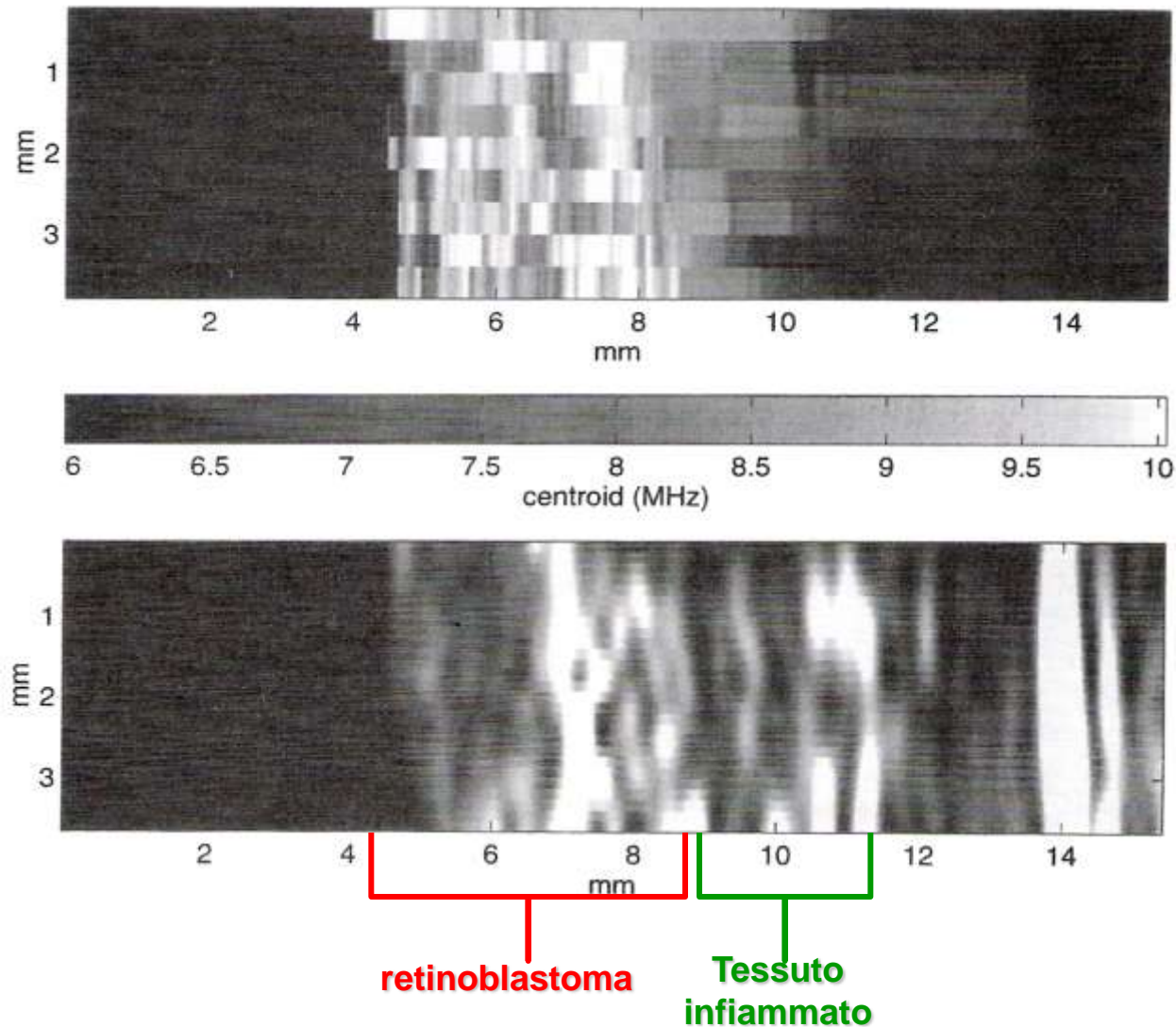
RETINOBLASTOMA

$f=10\text{MHz}$,
 $\lambda=150\mu\text{M}$; tessuto
composto di
particelle di
diametro $< \lambda$
 \Rightarrow diffusione di
Reylaigh.

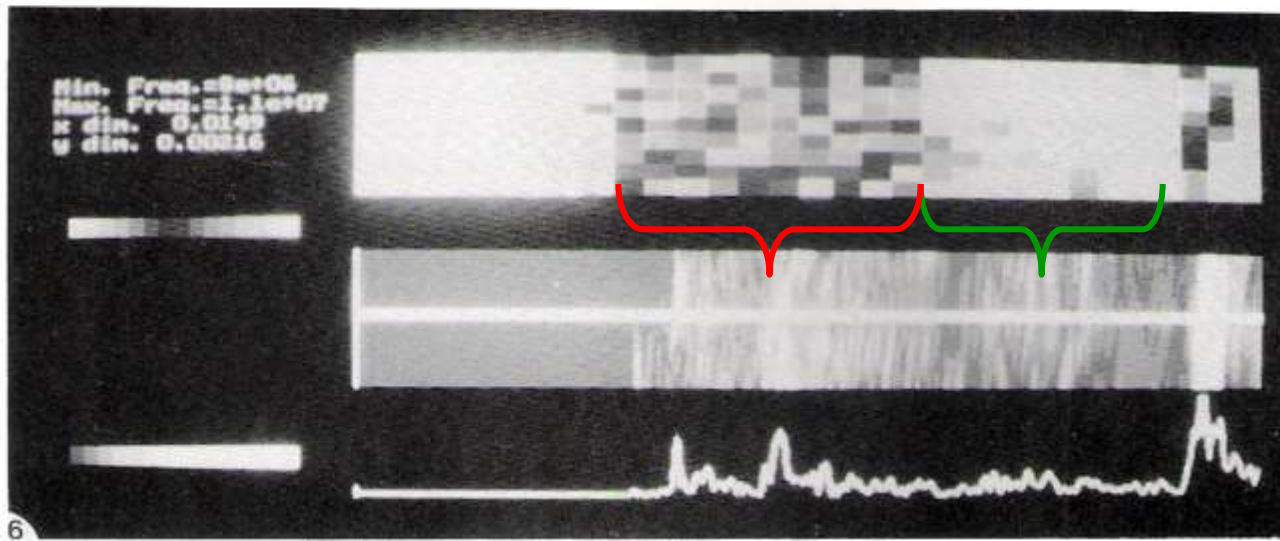
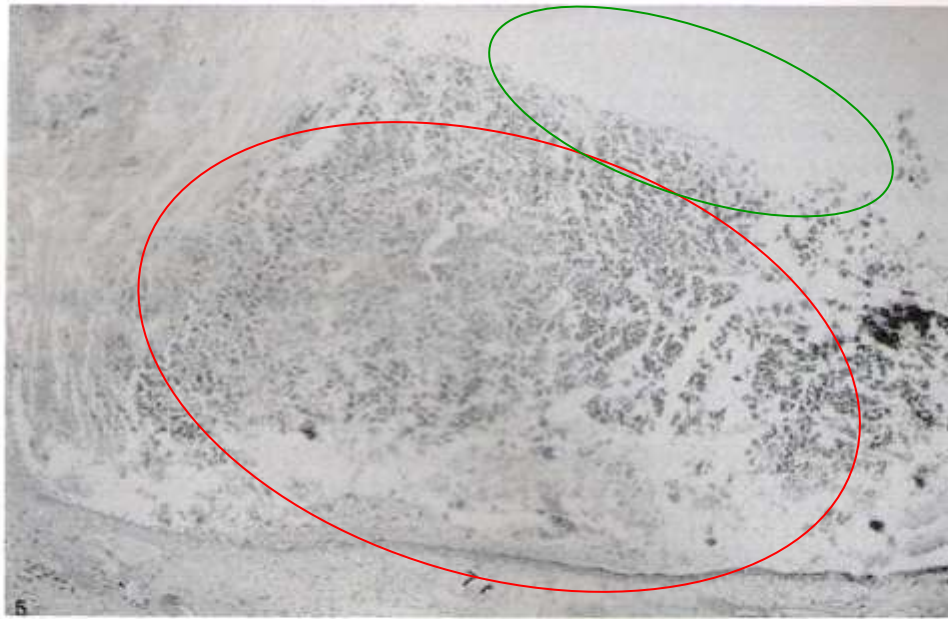
Colore
chiaro=particelle
piccole; colore
scuro=particelle
grandi



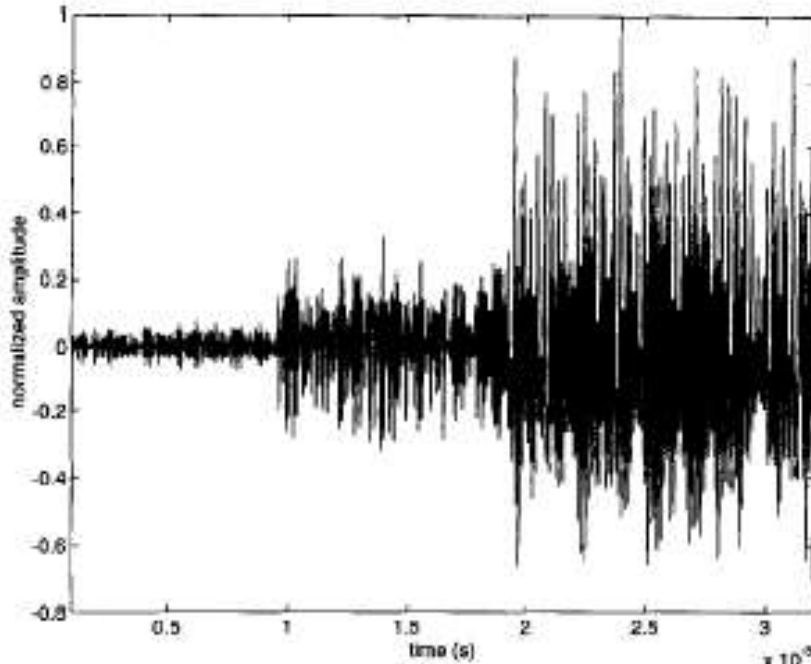
RETINOBLASTOMA + TESSUTO INFIAMMATO



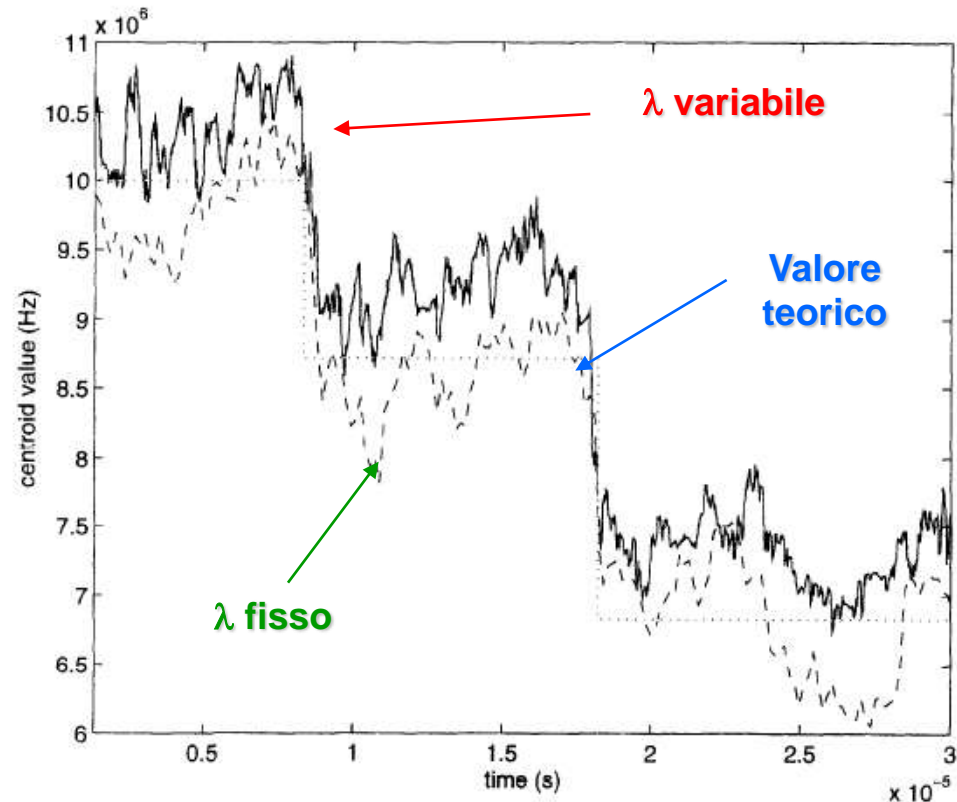
RETINOBLASTOMA + INSPESSIMENTO COROIDE



SIMULAZIONE SEGNALE ULTRASONICO: RLS



METODO: Simulazione numerica del segnale ultrasonico tramite modelli in letteratura. Tre tipi di particelle corrispondenti ad altrettante patologie (time \equiv dimensione).



Valore massimo della PSD con modello AR(3) tramite **RLS e forgetting factor variabile**: $0.7 \leq \lambda \leq 0.99$ (da 3 a 100 campioni passati di memoria) o fisso: $\lambda = 0.98$ (50 campioni passati).