

Ecografia

Corso di «Strumentazione Diagnostica per Immagini»

a.a. 2020 – 2021

Prof. Roberto Pirrone

Sommario

- Generalità
- Fisica delle onde acustiche
- Generazione delle immagini ecografiche
- Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale
- Qualità delle immagini ecografiche
- Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico
- Rischi per la salute

Generalità

- L'ecografia, ovvero ultrasonografia, riguarda l'utilizzo di onde ultrasoniche per generare immagini dalla loro riflessione (ovvero l'eco) ai confini tra due tessuti, ma anche dallo scattering
- Il termine inglese è *Ultrasound Imaging* ed è una tecnica ben nota anche per applicazioni quali il SONAR e l'analisi delle strutture
- Dal punto di vista fisico le onde ultrasoniche sono *onde acustiche* ovvero onde di pressione

Generalità

- Poiché la velocità delle onde acustiche nei vari tessuti è nota, si può determinare la posizione dei tessuti a partire dal tempo impiegato a rilevare l'eco
- D'altro canto si può utilizzare l'effetto Doppler, ovvero lo scorrimento di frequenza nell'eco di un'onda riflessa da un oggetto in movimento, per effettuare imaging funzionale, tipicamente del flusso sanguigno e della funzionalità del miocardio

Generalità

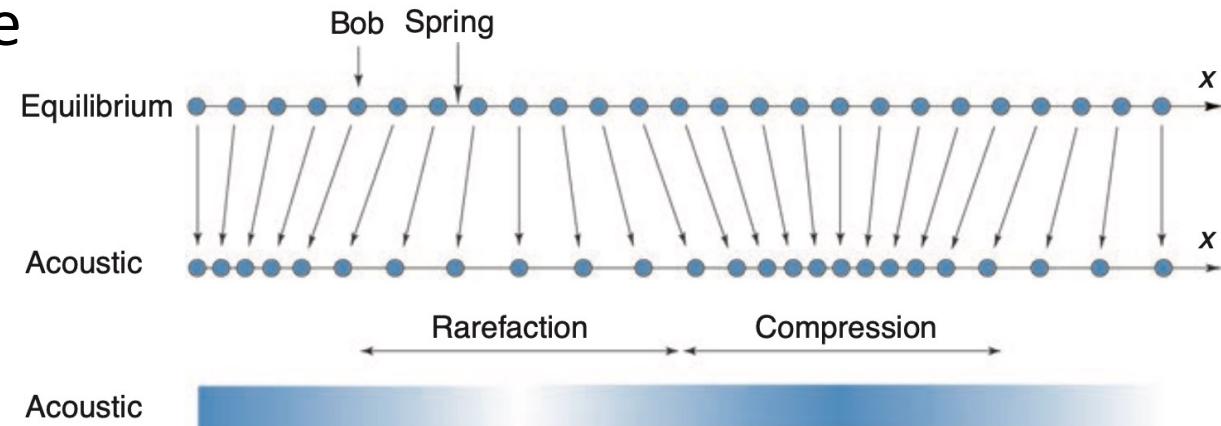
- L'ultrasound imaging nasce durante la I Guerra Mondiale per la visualizzazione dei sottomarini e si basa sugli studi di Lord Rayleigh e di Pierre Curie che scoprì l'effetto piezoelettrico come semplice modalità di generazione di onde acustiche
- Gli utilizzi terapeutici datano 1942 quando venne utilizzato un flusso di ultrasuoni attraverso il cervello per localizzare masse tumorali
- le prime immagini furono prodotte negli anni '50 e le prime applicazioni Doppler nel 1956

Generalità

- Il primo scanner 2D fu realizzato dalla Siemens nel 1965, mentre i primi trasduttori a controllo elettronico del fascio di ultrasuoni sono del 1968
- L'insieme di tutte le tecnologie coinvolte ha portato a miglioramenti continui nella qualità delle immagini fino ad arrivare agli strumenti moderni che sono molto piccoli e comodissimi da trasportare

Fisica delle onde acustiche

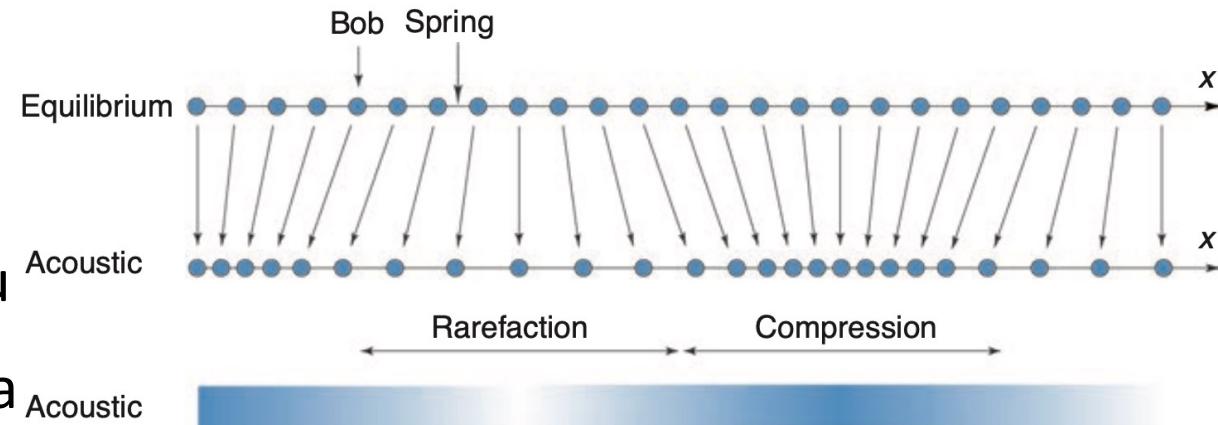
- Le onde ultrasoniche sono onde acustiche, cioè *onde di pressione* a frequenza superiore a quelle percepite dall'orecchio umano, ovvero 20kHz
- In campo medico si usano frequenze dell'ordine dei 2 – 20 MHz
- Esse si propagano sia longitudinalmente sia trasversalmente, ma le onde longitudinali sono quelle assolutamente prevalenti in intensità



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- La propagazione avviene per effetto combinato dell'elasticità e dell'inerzia del mezzo. L'elasticità contrasta la compressione tendendo a far ritornare le fibre del materiale in equilibrio
- L'inerzia fa sì che il ritorno indietro sia più pronunciato del necessario per cui si genera una rarefazione locale che innesca una reazione elastica di segno opposto che fa propagare l'onda di compressione
- Il sistema torna all'equilibrio perché queste oscillazioni si vanno smorzando nel tempo



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Generazione delle onde ultrasoniche
 - Le onde vengono generate da un *trasduttore* basato su cristalli piezoelettrici
 - L'effetto piezoelettrico viene esibito da alcuni cristalli che, sottoposti a un campo elettrico, si deformano e per converso, se deformati inducono la presenza di un campo elettrico
 - L'onda ad una data frequenza può essere semplicemente generata applicando una tensione alternata al cristallo con la frequenza desiderata

Fisica delle onde acustiche

- Propagazione in un mezzo omogeneo
 - L'assunzione di omogeneità del mezzo consente di definire la cosiddetta *impedenza acustica* Z in termini del rapporto tra pressione e velocità delle particelle in movimento

$$Z = \frac{p}{v}$$

- Per onde piane, si può mostrare che $Z = \rho c$ in cui ρ è la densità del mezzo e c è la velocità del suono
- La velocità c di riferimento in ecografia è quella nell'acqua: 1530 m/s

Fisica delle onde acustiche

- Equazione d'onda lineare
 - Se si assume che l'onda di pressione rappresenti uno scostamento piccolo dall'equilibrio, vale la seguente equazione che descrive l'andamento nel tempo della pressione $p(t)$

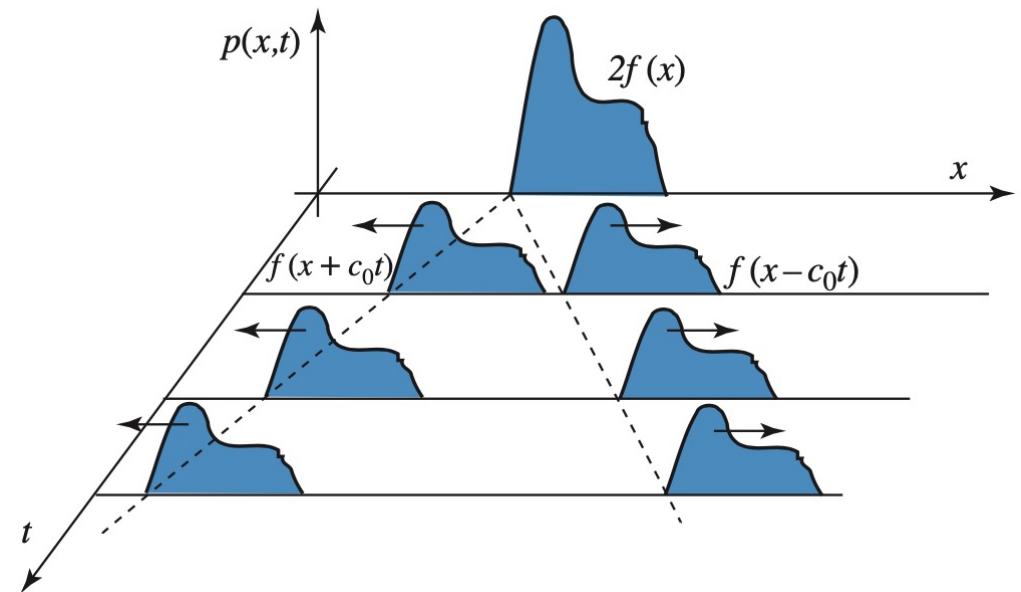
$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

- Per onde piane l'equazione diventa

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

Fisica delle onde acustiche

- Equazione d'onda lineare
 - La soluzione generale dell'equazione d'onda è nella forma
$$p(x, t) = A_1 f_1(x - ct) + A_2 f_2(x + ct)$$
 - Nel caso tipico in cui $A_1 = A_2$ e $f_1 = f_2$ si ottengono due onde identiche che si allontanano in direzione opposta dalla sorgente



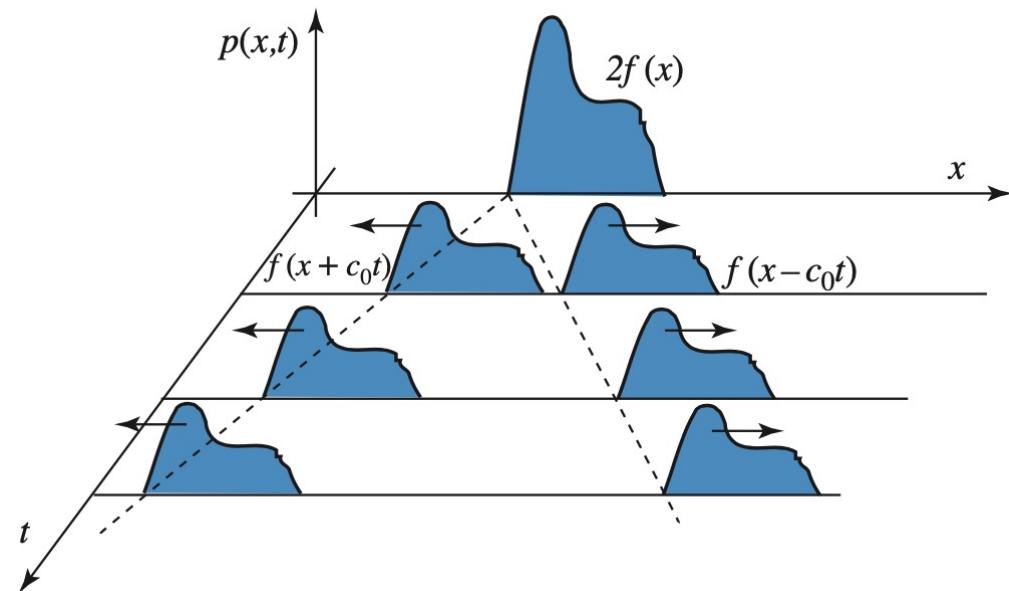
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Equazione d'onda lineare

- La forma dell'onda non ha importanza e dipende dalla forma del trasduttore
- Nel caso dell'ecografia si genereranno onde piane sinusoidali con lunghezza d'onda λ e periodo T per cui $c = \lambda / T$

$$\begin{aligned} p(x, t) &= p_0 \sin\left(\frac{2\pi x}{\lambda} - \frac{2\pi t}{T}\right) \\ &= p_0 \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda}(x - ct)\right), \end{aligned}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Intensità del suono

- L'*intensità acustica* I , espressa in W / m^2 , è l'energia dell'onda misurata per unità di tempo e unità di area perpendicolare alla direzione di propagazione

- Per le onde piane si può esprimere I in termini di Z

$$I = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) \cdot v(t) dt$$

$$I = \frac{1}{Z \cdot T} \int_0^T p^2(t) dt$$

$$= \frac{p_0^2}{Z \cdot T} \int_0^T \sin^2\left(\frac{2\pi x}{\lambda} - \frac{2\pi t}{T}\right) dt$$

$$= \frac{p_0^2}{2Z}.$$

Fisica delle onde acustiche

- Intensità del suono
 - Gli incrementi lineari di I sono poco percepibili dall'orecchio umano, per cui si è definito il livello sonoro L espresso in decibel (dB) come rapporto rispetto a una intensità I_{min} di riferimento pari a 10^{-12} W/m^2
$$L = 10 \log_{10} \frac{I}{I_{min}}$$
 - L può essere definito anche in relazione a una pressione minima di riferimento sulla membrana del timpano pari a $20 \mu\text{Pa}$
$$L = 20 \log_{10} \frac{p_0}{p_{min}}$$
 - Un incremento di L pari a 10 dB, ovvero un incremento di I di un fattore 10, corrisponde approssimativamente a un raddoppio dell'intensità percepita o *loudness*

Fisica delle onde acustiche

- Intensità del suono
 - La loudness dipende anche dalla frequenza del suono
 - Si definisce una misura della loudness detta *phon* che per definizione è uguale all'intensità in dB a frequenza di 1 kHz
 - Le *curve isofoniche*, misurate sperimentalmente nello spettro di Fourier, consentono di compensare L alle varie frequenze per garantire uniformità di percezione

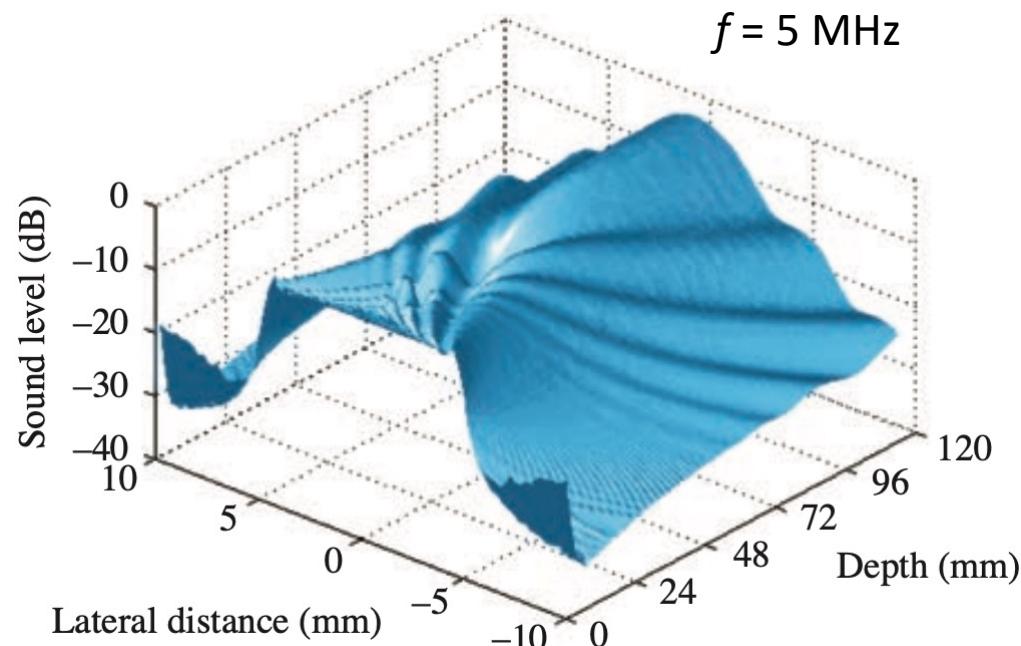
Fisica delle onde acustiche

- Interferenza
 - Due sorgenti puntiformi coerenti (stessa frequenza e differenza di fase costante) vanno in interferenza che sarà *costruttiva* o *distruttiva* a seconda dello sfasamento delle onde generate nel punto in cui si incrociano
 - In ultima analisi l'interferenza dipende dalla differenza δ nel cammino percorso dalle due onde per raggiungere il punto di incontro
 - L'interferenza è totalmente costruttiva per $\delta = n\lambda$ mentre è totalmente distruttiva per $\delta = (n + \frac{1}{2})\lambda$

Fisica delle onde acustiche

- Interferenza

- Un trasduttore ecografico è una sorgente piana che può essere pensato come un insieme infinito di sorgenti puntiformi
- Le mutue interferenze, costruttive e distruttive tra le varie sorgenti, sono tali per cui la massima pressione si ottiene a distanza elevata dalla sorgente e per un certo cono di direzioni intorno al suo asse di simmetria

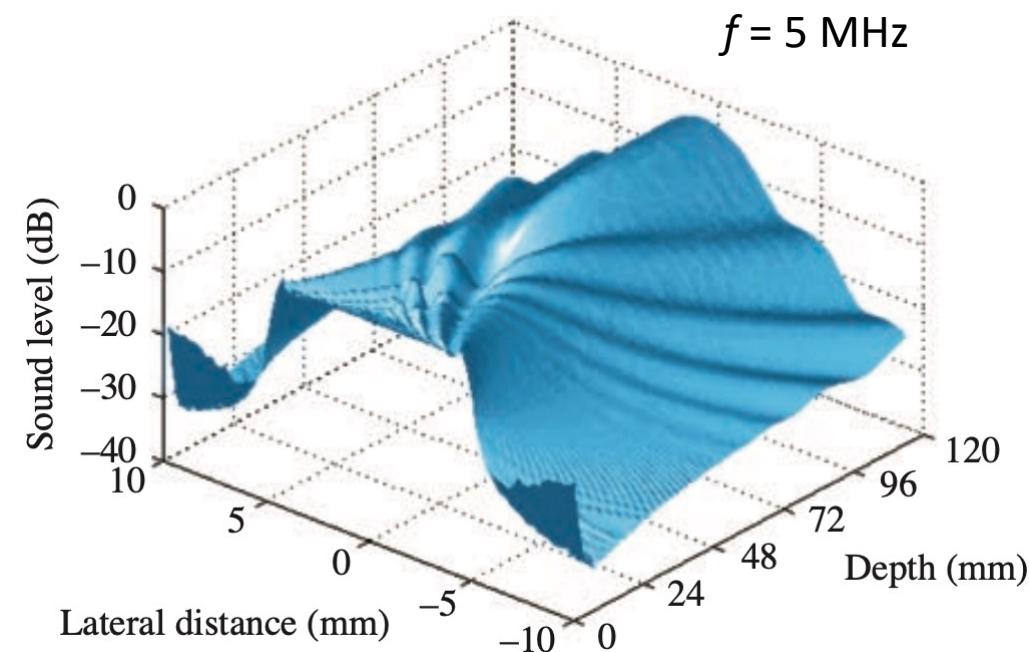


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Interferenza

- La zona lontana in cui la pressione si mantiene massima e quasi costante è detta *campo lontano*
- Nella zona frontale vicina al trasduttore le interferenze hanno un andamento complesso che risulta in oscillazioni anche se l'intensità è elevata; questa zona è detta *campo vicino*



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Attenuazione

- Le onde di pressione si attenuano dissipando energia come calore per effetto della viscosità dei mezzi attraversati
- La legge di attenuazione ha andamento esponenziale in cui il fattore di attenuazione dipende anche dalla frequenza dell'onda: $\mu = \mu_0 f^n$; nel range di frequenze per le applicazioni mediche si può assumere $n = 1$

$$\frac{p_x}{p_o} = e^{-\mu_0 f^n}$$

μ_0 è l'attenuazione a 1 MHz

Fisica delle onde acustiche

- Attenuazione

- Dall'equazione che esprime il livello sonoro si può ricavare l'attenuazione lineare α espressa in dB cm⁻¹
- I valori del coefficiente di attenuazione α_0 in dB cm⁻¹ MHz⁻¹ sono caratteristici dei diversi tessuti

$$\begin{aligned}-20 \log_{10} \left(\frac{p_x}{p_0} \right) &= -20 \log_{10} (e^{-\mu x}) \\&= 20 \log_{10} (e) \mu x\end{aligned}$$

$$\alpha = 20 \log_{10} (e) \mu \approx 8.7 \mu$$

$$\alpha_0 \approx 8.7 \mu_0$$

Fisica delle onde acustiche

- Non linearità e armoniche di ordine superiore
 - L'equazione d'onda lineare vale per piccole variazioni di pressione rispetto all'equilibrio
 - Nel caso di variazioni rilevanti nascono distorsioni del segnale e armoniche di ordine superiore
 - L'effetto è dovuto alla propagazione e tende ad aumentare con la profondità di penetrazione dell'onda, ma viene contrastato dall'attenuazione per cui vi è una zona intermedia in cui è più pronunciato

Fisica delle onde acustiche

- Non linearità e armoniche di ordine superiore
 - La non linearità di un mezzo è descritta dal parametro B/A in cui A e B sono due coefficienti determinati considerando l'espansione in serie di Taylor della pressione p in funzione della densità ρ del mezzo

$$p = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right) \Delta \rho + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right) \Delta \rho^2 + \dots, \quad \Delta \rho = \rho - \bar{\rho}$$

$$A \equiv \bar{\rho} \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right) \quad B \equiv \bar{\rho}^2 \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)$$

$$p = A \left(\frac{\Delta \rho}{\bar{\rho}} \right) + \frac{B}{2} \left(\frac{\Delta \rho}{\bar{\rho}} \right)^2 + \dots$$

Fisica delle onde acustiche

- Non linearità e armoniche di ordine superiore
 - Un mezzo lineare ha B trascurabile, mentre quanto più elevato è il rapporto B/A tanto più il mezzo è non lineare
 - Le immagini ottenute dalle armoniche di ordine superiore hanno un elevato SNR per cui si parla di *harmonic imaging* con riferimento alle immagini costruite in questo modo e non con le riflessioni dell'onda in banda base

Medium	B/A	Medium	B/A
Pig blood	6.2	Liver	7.5
Spleen	7.8	Kidney	7.2
Muscle	6.5	Fat	11.0
H_2O	5.0		

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Riflessione e rifrazione
- Il fronte di un'onda è una superficie di punti che si trovano nella stessa fase in un dato istante
- Nella propagazione per onde si utilizza spesso *principio di Huygens* per cui tutti i punti di un fronte d'onda si possono considerare *sorgenti secondarie di onde* e il fronte d'onda successivo è la superficie tangente ai fronti d'onda delle singole sorgenti valutati a un dato intervallo di tempo

Fisica delle onde acustiche

- Riflessione e rifrazione
 - Il principio di Huygens consente facilmente di determinare la direzione delle onde generate per interazione di un'onda incidente con la superficie di separazione tra sue mezzi caratterizzati da velocità c_1 e c_2
 - I due fenomeni che si presentano sono la *riflessione* ovvero un'aliquota dell'onda incidente ritorna indietro nel primo mezzo e la *trasmissione* o *rifrazione* che è legata all'ammontare di onda che si trasmette nel secondo mezzo

Fisica delle onde acustiche

- Riflessione e rifrazione

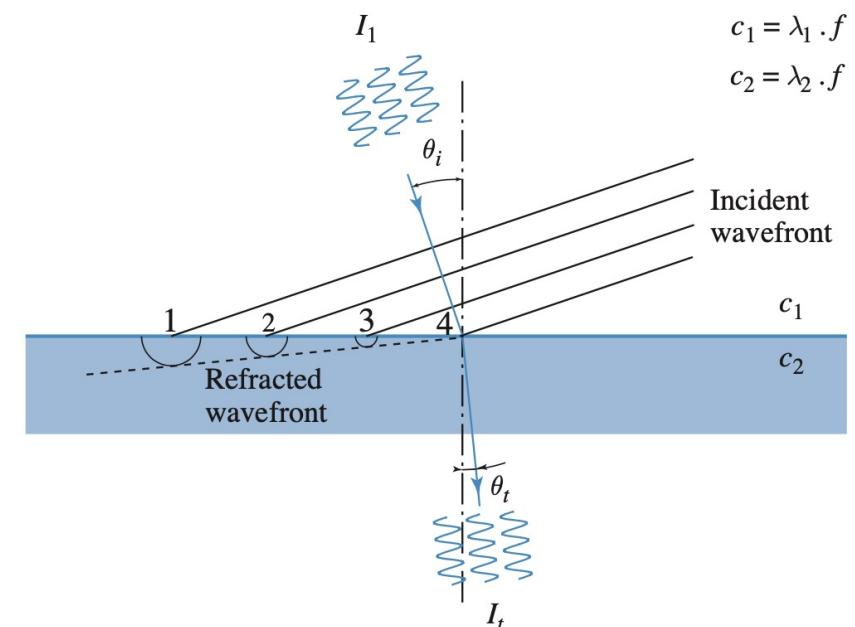
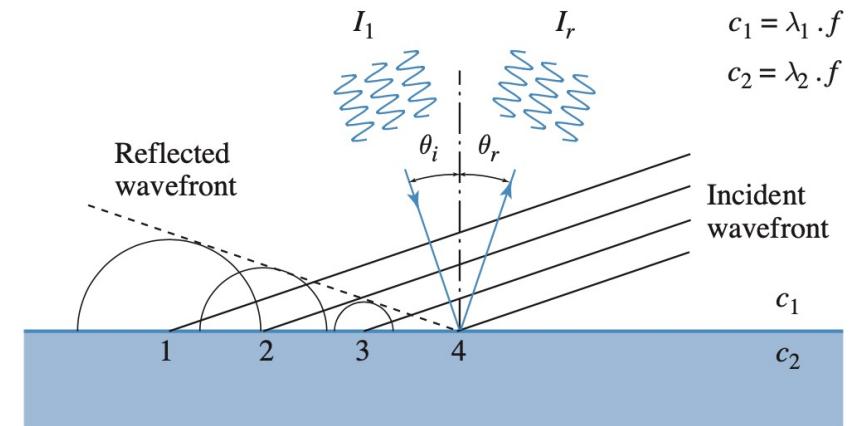
- La legge di Snell descrive questo fenomeno per tutte le onde

$$\frac{\sin \theta_i}{c_1} = \frac{\sin \theta_r}{c_1} = \frac{\sin \theta_t}{c_2}$$

- Si definiscono i coefficienti di riflessione R e trasmissione T , in termini delle impedanze acustiche Z_1 e Z_2 dei due mezzi, come

$$T \equiv \frac{A_t}{A_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad R \equiv \frac{A_r}{A_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

$$R = T - 1$$

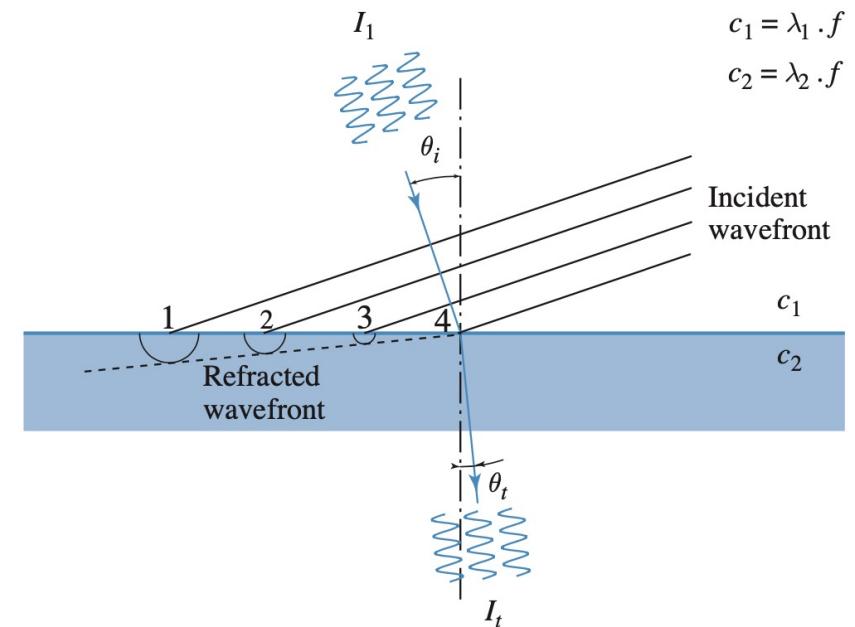
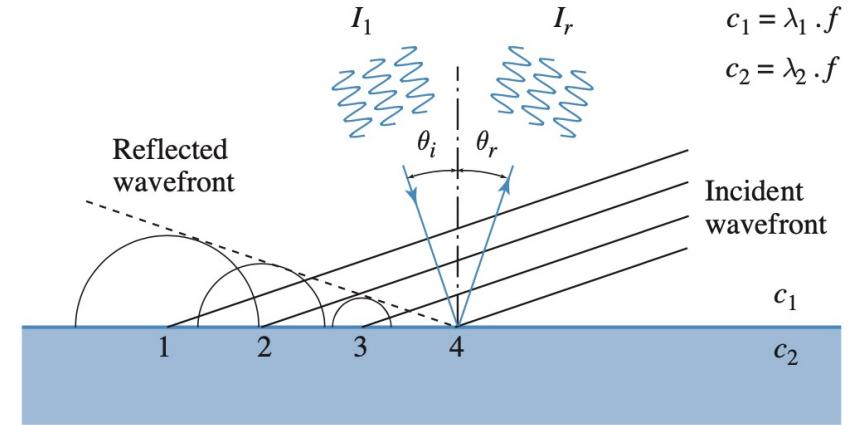


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Riflessione e rifrazione

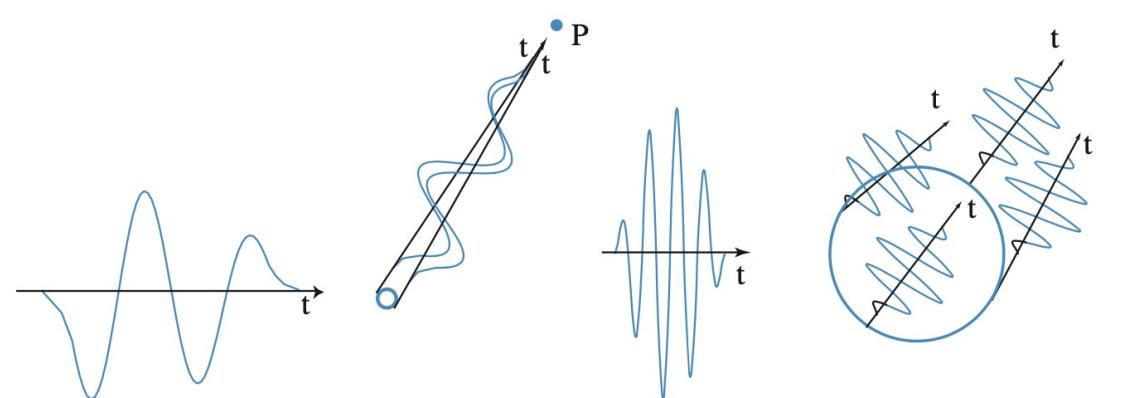
- R è elevato se Z_1 e Z_2 sono molto differenti
- Questo accade per esempio tra l'aria e la pelle del paziente: di conseguenza il gel che si spalma sul paziente serve a realizzare un adattamento di impedenza acustica
- Analogamente si usa uno strato di adattamento con impedenza pari a $\sqrt{(Z_c \cdot Z_t)}$ per accoppiare il trasduttore alla pelle; lo strato deve avere uno spessore pari a $(2k+1) \cdot \lambda/4$ per garantire $R = 0$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Scattering
 - A causa della disomogeneità all'interno dei singoli tessuti si generano molteplici riflessioni locali che danno luogo a un fenomeno di scattering
 - Il segnale di *backscattering* (ovvero scattering all'indietro) emesso da sorgenti puntiformi e sufficientemente piccole rispetto alla lunghezza d'onda genera un'interferenza costruttiva

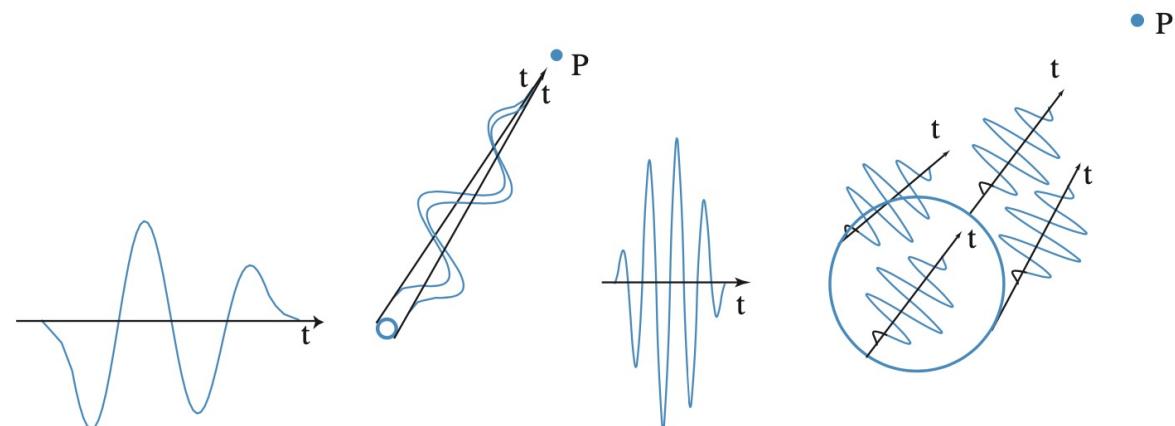


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Scattering

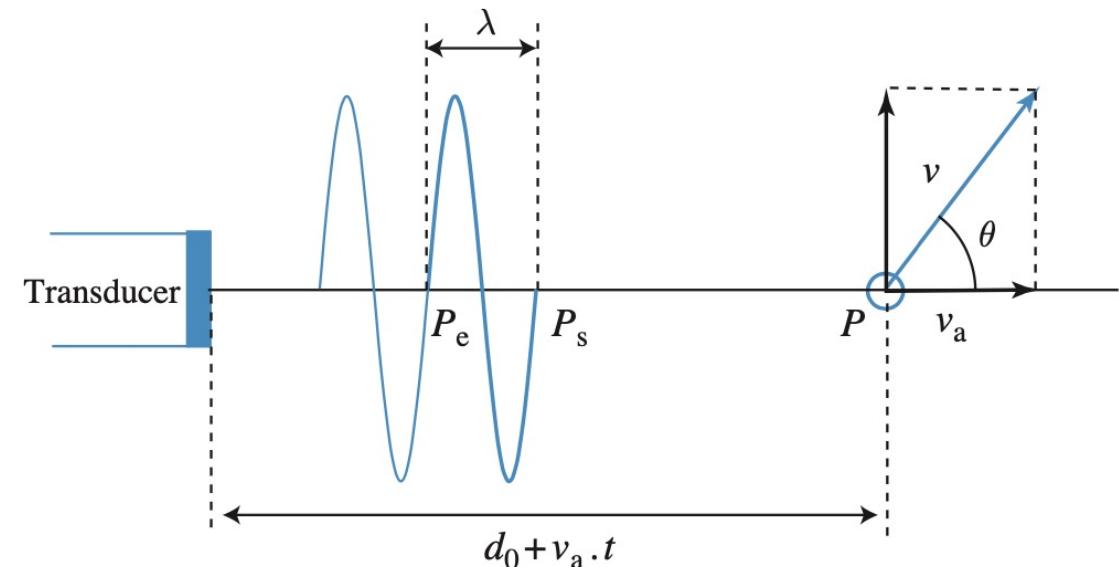
- Se l'oggetto ha dimensioni grandi rispetto a λ il pattern di interferenze è complesso e in generale attenua il segnale
- In ecografia si utilizza il segnale di scattering come caratterizzazione dei singoli tessuti che si comportano diversamente a questo riguardo



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Effetto Doppler
 - L'effetto Doppler deriva dal moto con velocità v di un punto di scattering rispetto al trasduttore
 - Essendo interessati al backscattering, considereremo solo $v_a = |v| \cos \theta$
 - Il punto di scattering ha un moto $P(t) = d_0 + v_a t$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

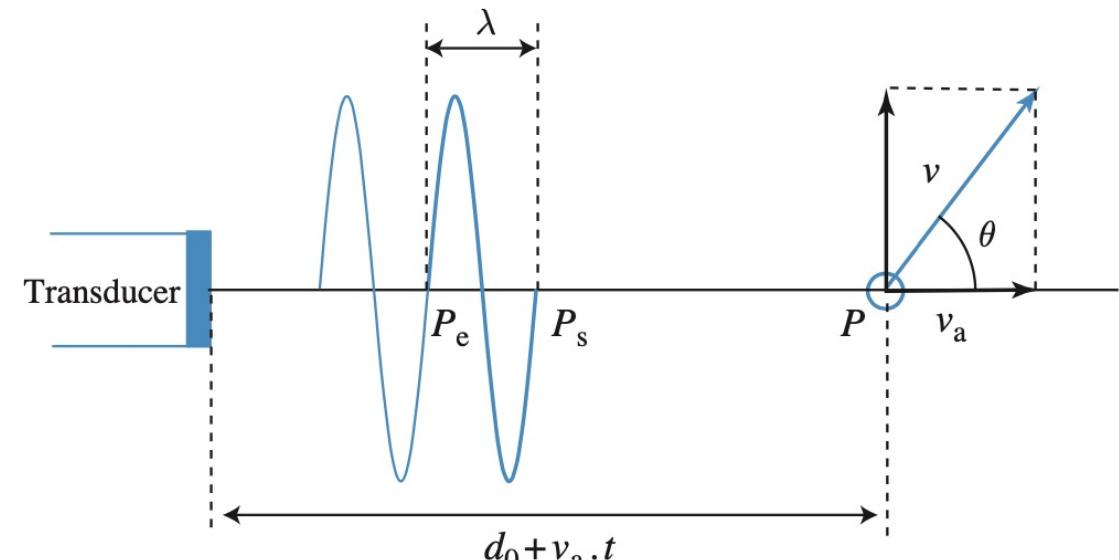
- Effetto Doppler

- Calcoleremo i tempi in cui l'inizio e la fine di un'onda P_s e P_e , che viaggiano con un ritardo T , si riflettono su P e i tempi di ritorno per ricavare lo sfasamento

$$P_s(t) = c \cdot t, \quad P_e(t) = c \cdot (t - T)$$

$$t_{is} : \quad c \cdot t_{is} = d_0 + v_a \cdot t_{is} \Rightarrow t_{is} = \frac{d_0}{c - v_a}$$

$$t_{ie} : \quad c \cdot (t_{ie} - T) = d_0 + v_a \cdot t_{ie} \Rightarrow t_{ie} = \frac{d_0 + cT}{c - v_a} = t_{is} + \frac{c}{c - v_a} T$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Fisica delle onde acustiche

- Effetto Doppler

- I tempi di ritorno si ottengono dalle posizioni $P_s(t_{is})$ e $P_e(t_{ie})$ e si sommano ai tempi di andata per ottenere il tempo di volo di ciascun punto

$$t_{rs} = \frac{P_s(t_{is})}{c} = t_{is}, \quad t_{re} = \frac{P_e(t_{ie})}{c} = t_{ie} - T$$

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

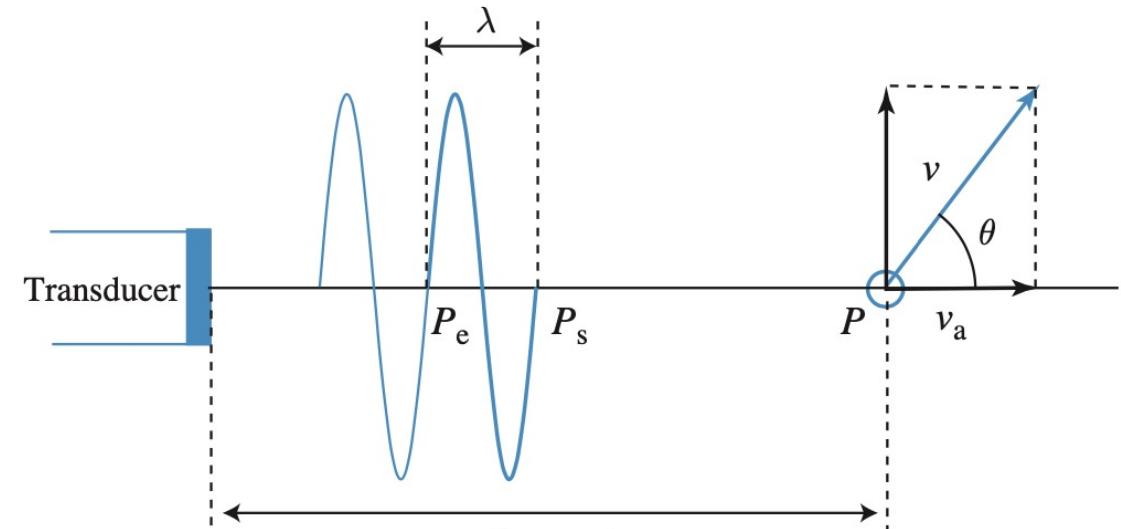
$$t_s = t_{is} + t_{rs} = 2t_{is}, \quad t_e = t_{ie} + t_{re} = 2t_{ie} - T$$

In pratica $v_a \ll c$ per cui

$$T_R = t_e - t_s = 2 \frac{c}{c - v_a} T$$

$$f_D \approx -\frac{2|\vec{v}| \cos \theta}{c} f_T$$

$$f_D = f_R - f_T = -\frac{2v_a}{c + v_a} f_T$$

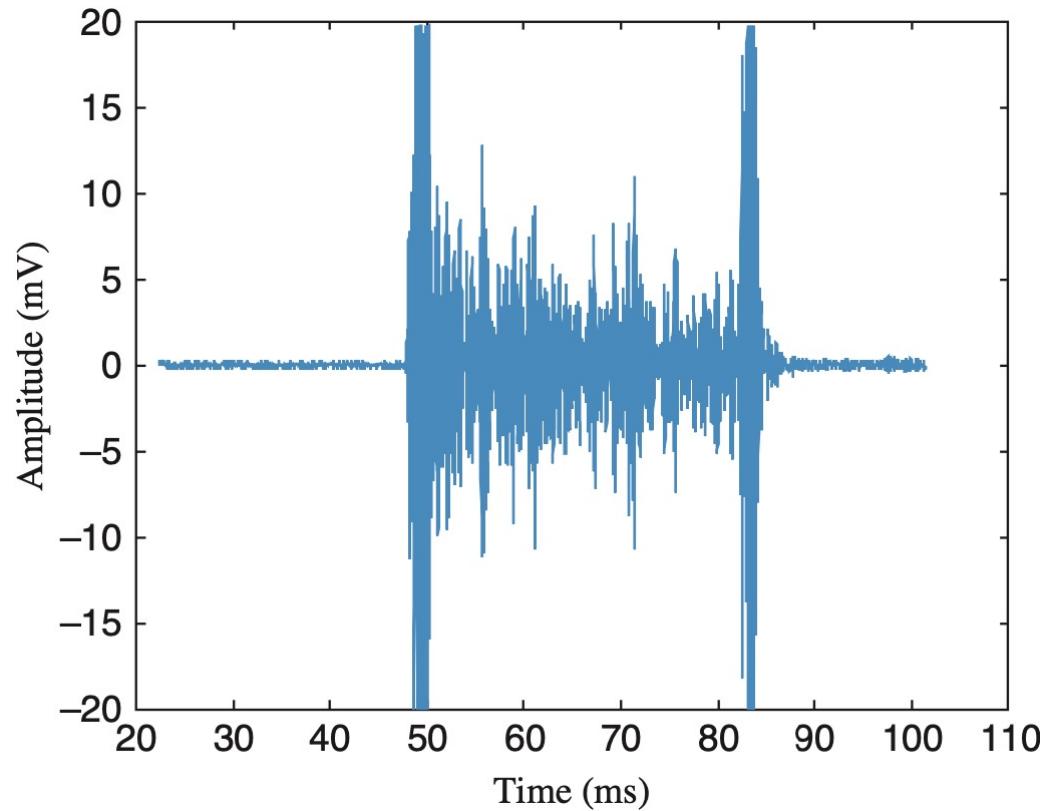


Generazione delle immagini ecografiche

- Il segnale ecografico viene acquisito generalmente usando il principio *pulse-echo* cioè lo stesso trasduttore viene usato dapprima per lanciare l'impulso e poi, in modalità passiva, per leggere l'eco
- Ci sono tre modalità principali di acquisizione
 - A-mode (Amplitude)
 - M-mode (Motion)
 - B-mode (Brightness)

Generazione delle immagini ecografiche

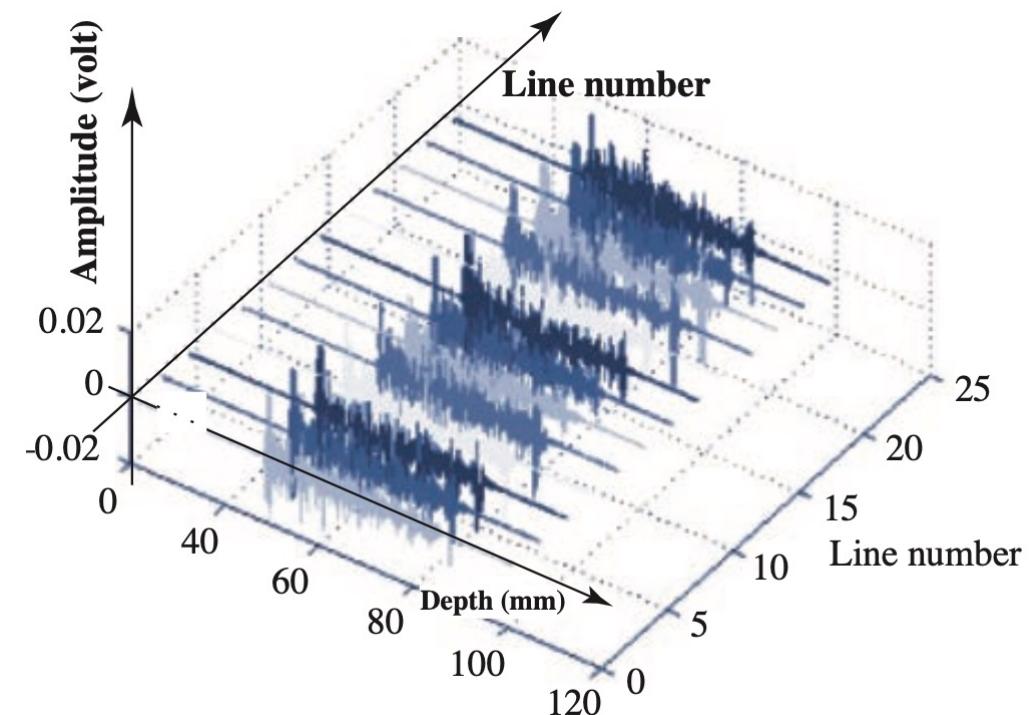
- A-mode
 - Viene effettuata una sola misurazione in modalità pulse-echo
 - Le misure dei tempi degli echi sono direttamente proporzionali alle distanze poiché $2d = c \cdot t$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

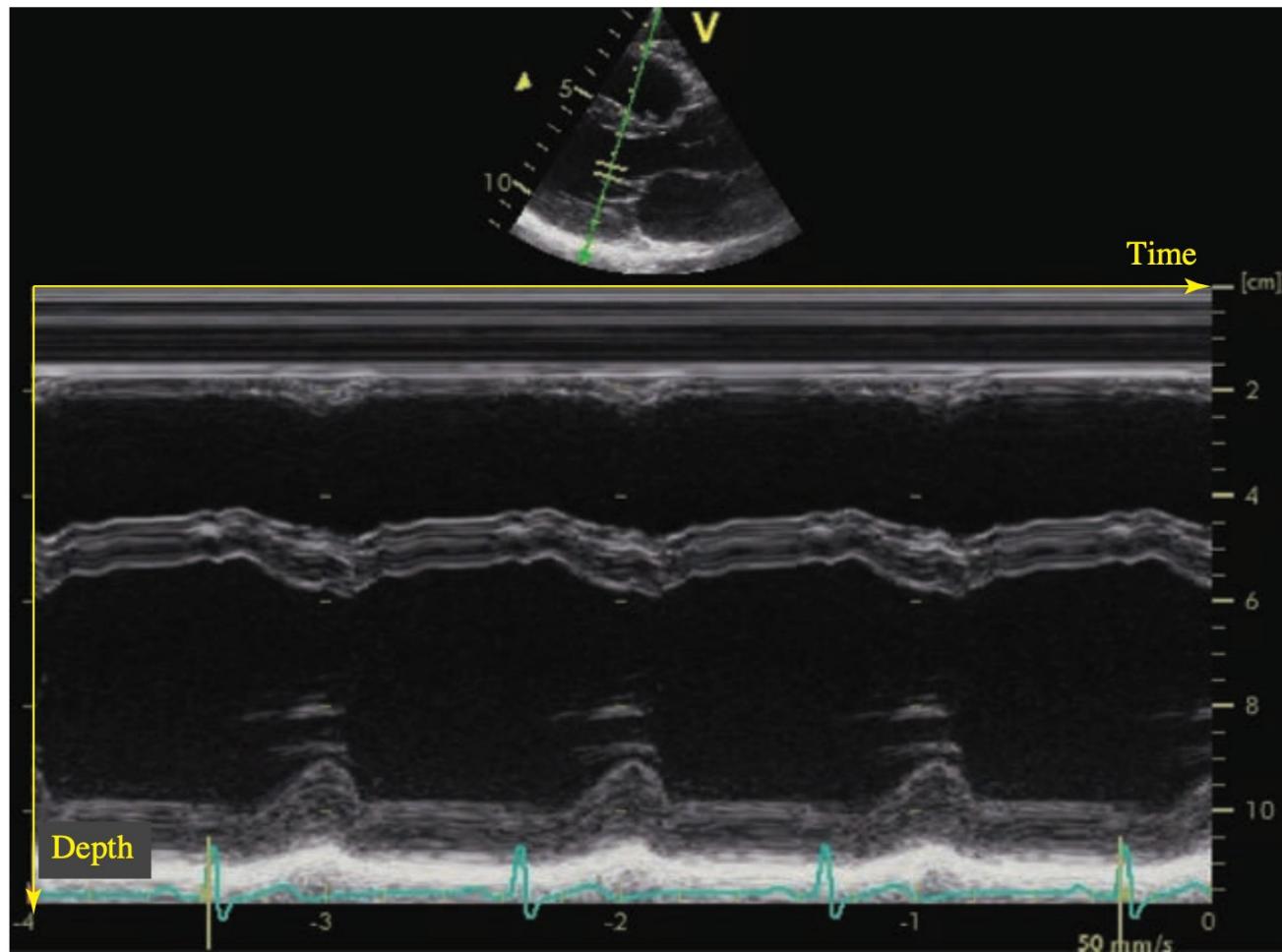
- M-mode
 - Si tratta di misure A-mode ripetute nel tempo mantenendo fermo il trasduttore
 - Ogni misurazione viene mostrata come una nuova colonna in un'immagine 2D tempo/profondità



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

- M-mode
 - Le parti del corpo che non si muovono nel tempo forniscono sempre gli stessi tempi, ma così non è per le parti in movimento

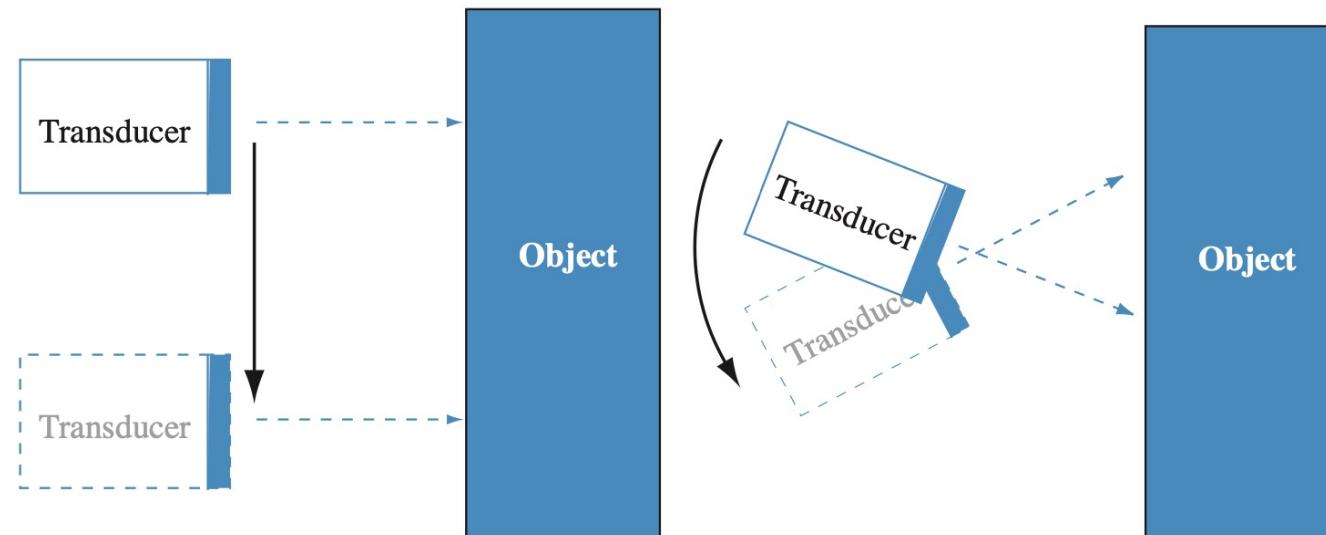


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

Generazione delle immagini ecografiche

- B-mode
 - E' un'acquisizione ripetuta, ma effettuata *muovendo il trasduttore*
 - Il moto può essere per traslazione o per rotazione del trasduttore intorno al punto di contatto
 - Questo tipo di acquisizione fornisce delle immagini 2D di tipo morfologico perché ogni misura rileva echi da una zona diversa



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

- B-mode
 - I livelli di grigio più elevati corrisponderanno a echi più forti, mentre le zone scure corrispondono a zone con basso eco, ad es. le ossa in cui $c = 4000 \text{ m/s}$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

- Second harmonic imaging
 - Si tratta dell'applicazione delle modalità descritte al segnale costituito dalle seconde armoniche del segnale di eco
 - Il trasduttore emette il proprio segnale usando solo una parte inferiore della propria banda passante tramite applicazione di un apposito segnale elettrico al cristallo
 - Le armoniche di ordine superiore sono generate dai fenomeni trasmittivi e vengono rilevate dal trasduttore in ricezione usando la parte rimanente della propria banda

Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - In genere la ricostruzione avviene secondo i seguenti passi:
 - Filtraggio
 - Rilevazione dell'inviluppo
 - Correzione dell'attenuazione
 - Compressione logaritmica della dinamica
 - Ricampionamento

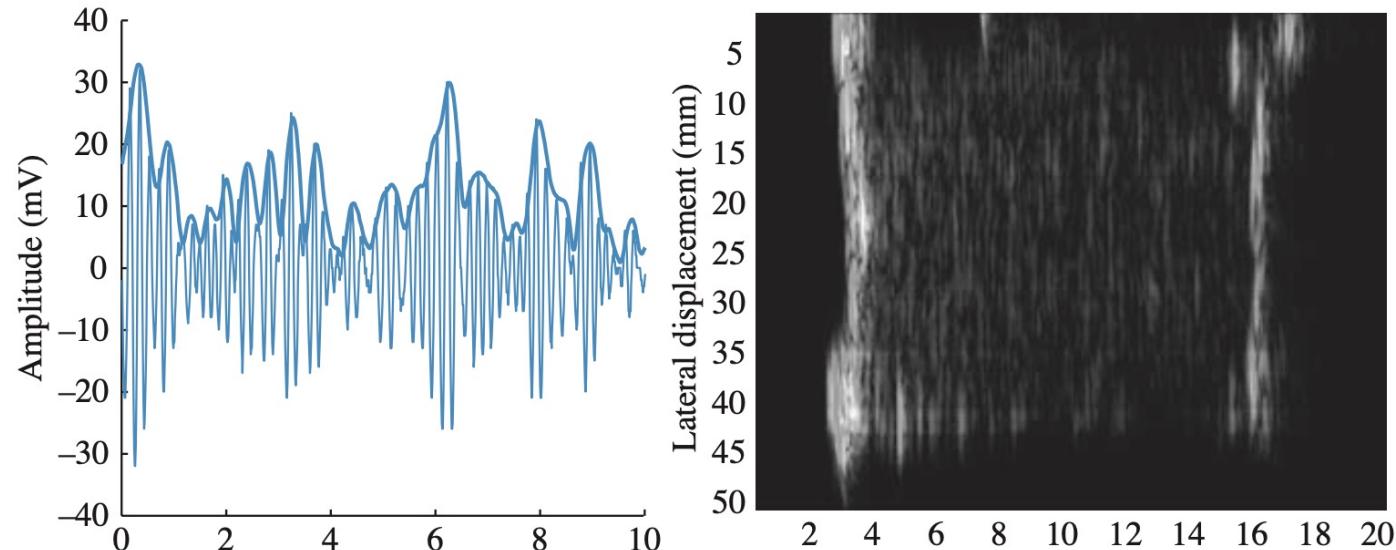
Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - Il filtraggio rimuove il rumore ovvero la parte inferiore della banda nel caso di imaging con armoniche di ordine superiore
 - Gli echi rilevati sono in realtà i picchi di ampiezza del segnale ricevuto che ha una sua propria frequenza nella banda RF il quale risulta di fatto modulato in ampiezza dal vero segnale di eco
 - Di conseguenza il segnale di interesse si ottiene rilevando l'inviluppo del segnale ricevuto

Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini

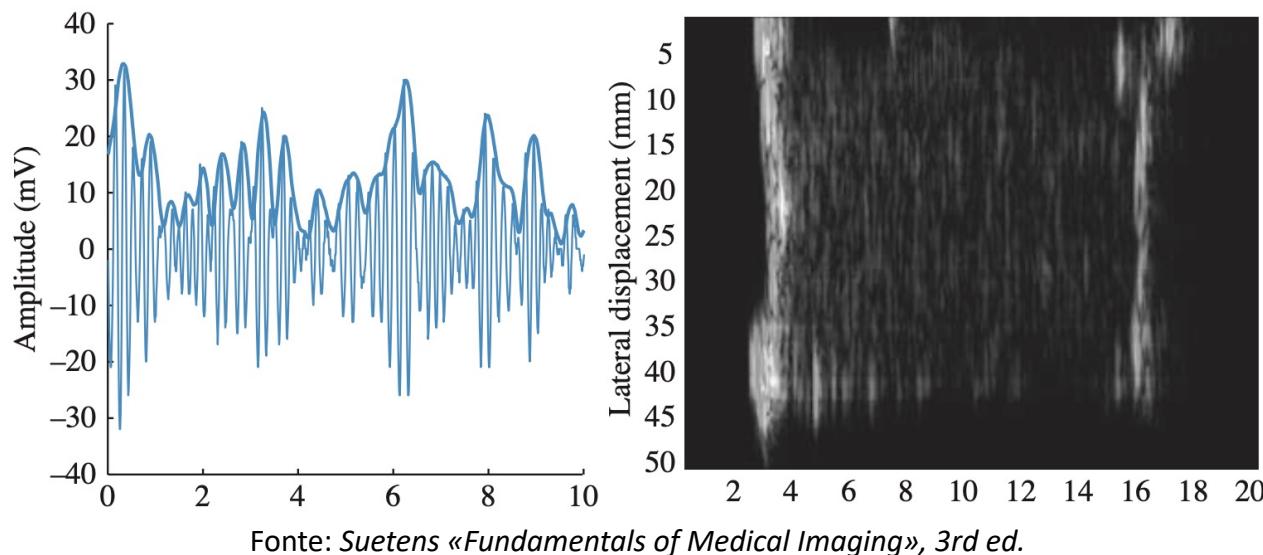
- La rilevazione di inviluppo si può ottenere come il valore assoluto del *segnale analitico* associato al segnale ricevuto tramite *trasformata di Hilbert*



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

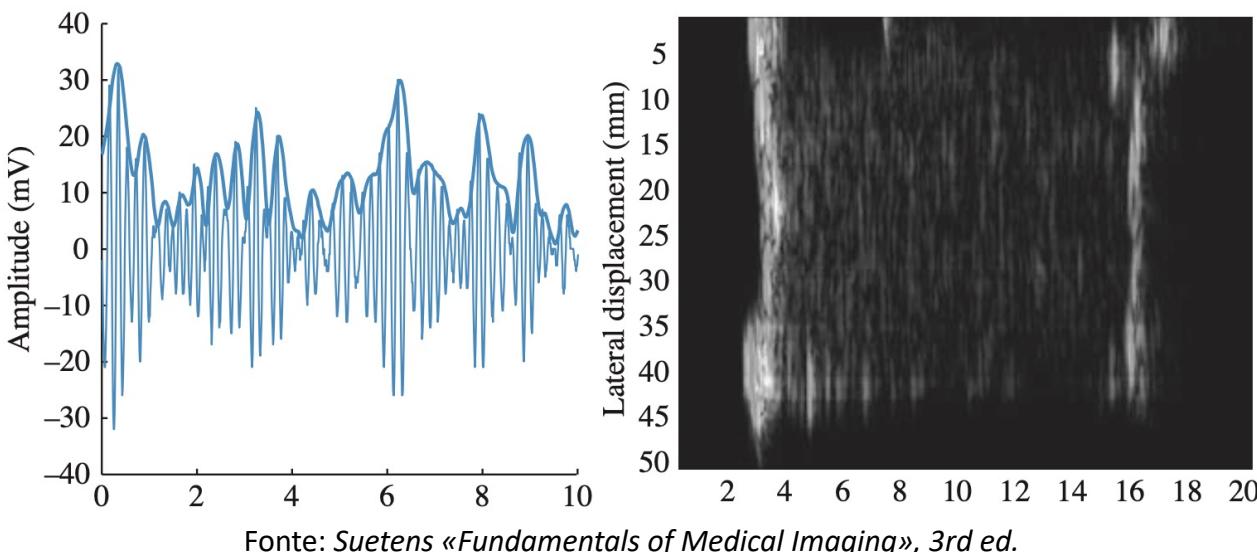
Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - La Trasformata di Hilbert si ottiene tramite la convoluzione di $s(t)$ con $h(t) = 1 / \pi \cdot t$: $H(s)(t) = (1 / \pi \cdot t) * s(t)$
 - Nel dominio di Fourier si ottiene che $\Im\{H(s)\} = -i \operatorname{sgn}(f) \Im\{s\}$
 - Di conseguenza H sfasa le frequenze positive del segnale di $-\pi/2$ e quelle negative di $\pi/2$



Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - Il segnale analitico $s_a(t)$ associato a un segnale $s(t)$ elimina le frequenze negative di $s(t)$
 - Nel dominio di Fourier, si moltiplica $S = \tilde{\mathcal{J}}\{s\}$ per la funzione di trasferimento a gradino $2u(f)$
 - $S_a = 2u(f) \cdot S = S + \text{sgn}(f) \cdot S$
 - Per cui $s_a(t) = s(t) + i H(s)(t)$; l'inviluppo si ottiene come $|s_a(t)|$



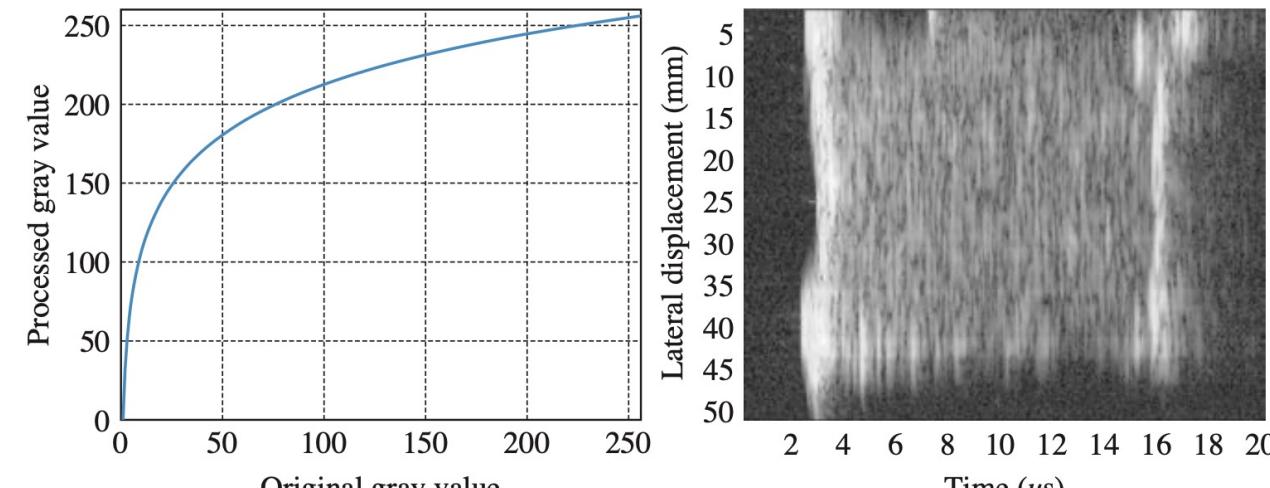
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - La correzione dell'attenuazione si ottiene correggendo i segnali ricevuti via via più in là nel tempo con un modello di attenuazione, per esempio esponenziale
 - Si parla di *time gain compensation*
 - In alcuni scanner è possibile manualmente diverse compensazioni per profondità diverse

Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - In ecografia le trame di scattering sono fondamentali per distinguere i tessuti
 - Lo scattering ha un livello di segnale molto più basso delle riflessioni e quindi la compressione logaritmica della dinamica esalta questa regione



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Generazione delle immagini ecografiche

- Ricostruzione delle immagini
 - Le immagini ottenute per inclinazione del trasduttore campionano una griglia in coordinate polari
 - È necessario quindi ricampionare questi valori per ottenere una griglia di valori rettangolare

Generazione delle immagini ecografiche

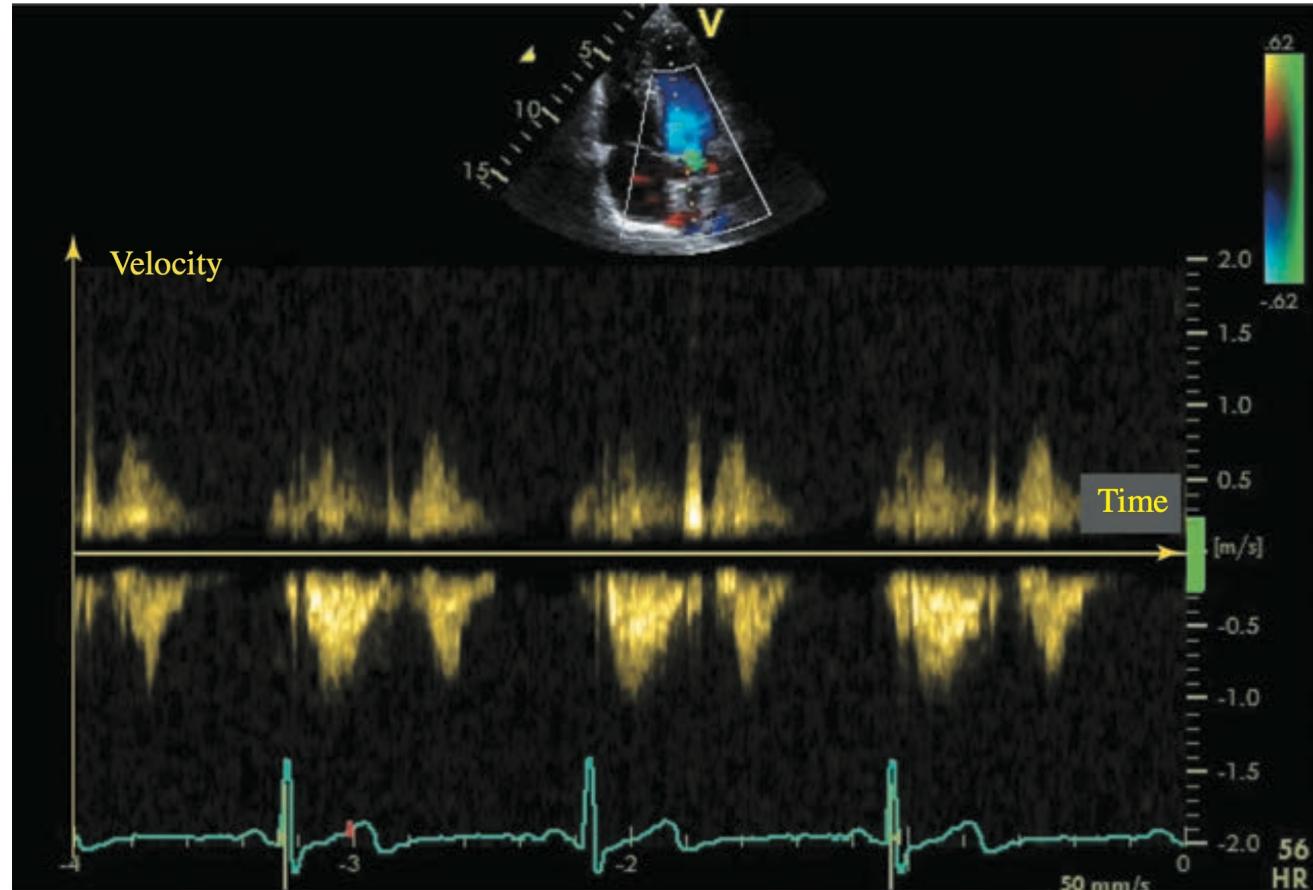
- Tempi di acquisizione delle immagini
 - In un'immagine 2D si acquisiscono circa 120 linee, ciascuna delle quali rileva una regione a circa 20 cm di profondità
 - Se assumiamo c approssimativamente uguale a 1530 m/s, la percorrenza del tratto di andata e ritorno di 40 cm dura $267 \mu\text{s}$
 - Di conseguenza un'immagine si acquisisce in circa 300 ms ovvero si ottiene un frame rate di 30 fps
 - Gli scanner moderni eseguono acquisizioni di più linee in parallelo e raggiungono 70 - 80 fps

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Le immagini possono essere acquisite secondo diverse modalità
 - Continuous Wave (CW) Doppler
 - Pulsed Wave (PW) Doppler
 - Color Doppler
 - Speckle tracking
 - Elasticity imaging

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- CW Doppler
 - Un'onda sinusoidale continua viene trasmessa dal trasduttore che contiene un cristallo ricevente *separato* dal trasmittente
 - Si effettuano misure di frequenza Doppler f_D che ha una componente nella banda udibile

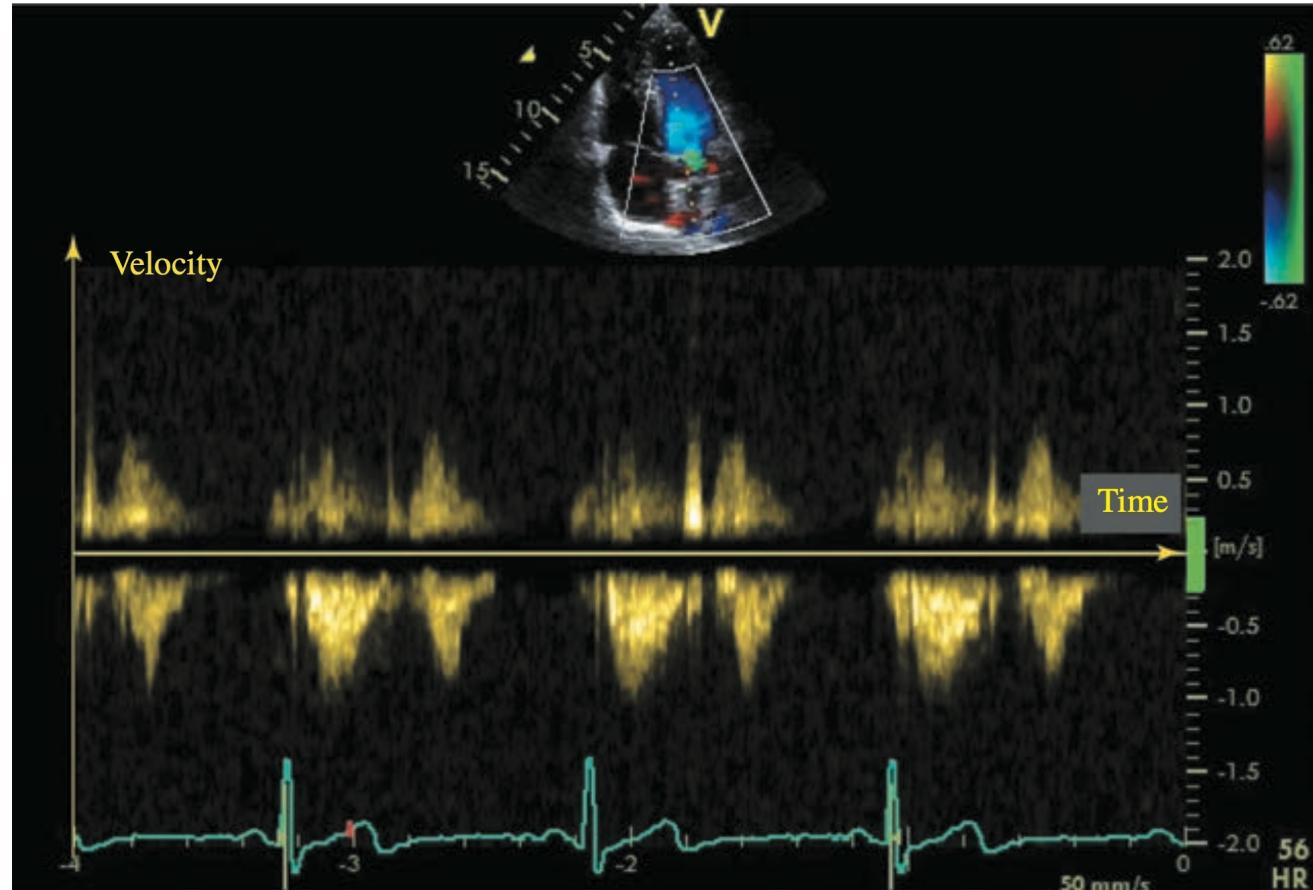


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- CW Doppler

- Il segnale viene suddiviso in segmenti temporali e, per ogni segmento (colonna del grafico) si mostra lo spettro di Fourier detto *sonogramma*
- La presenza di scattering rende tende a inserire blurring

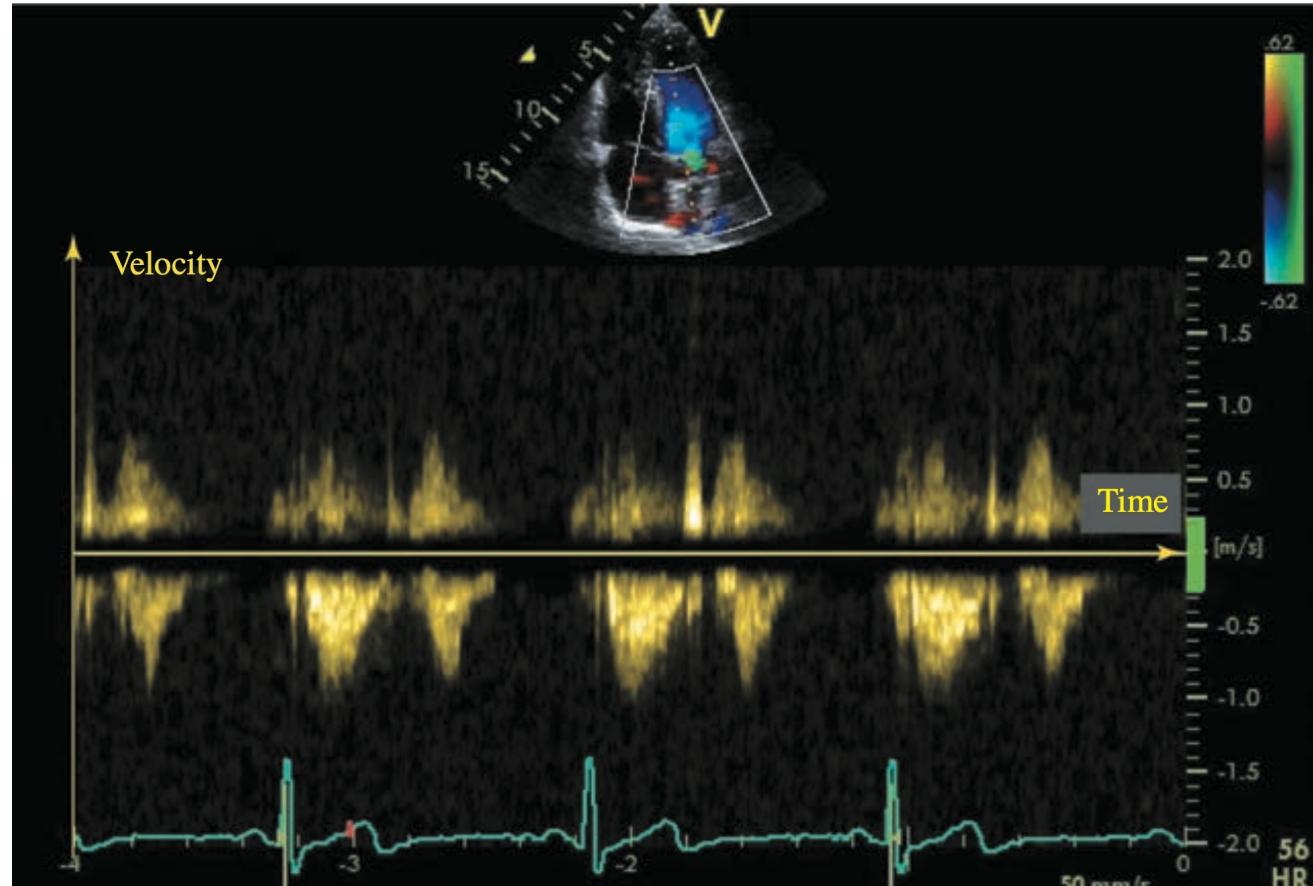


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- CW Doppler

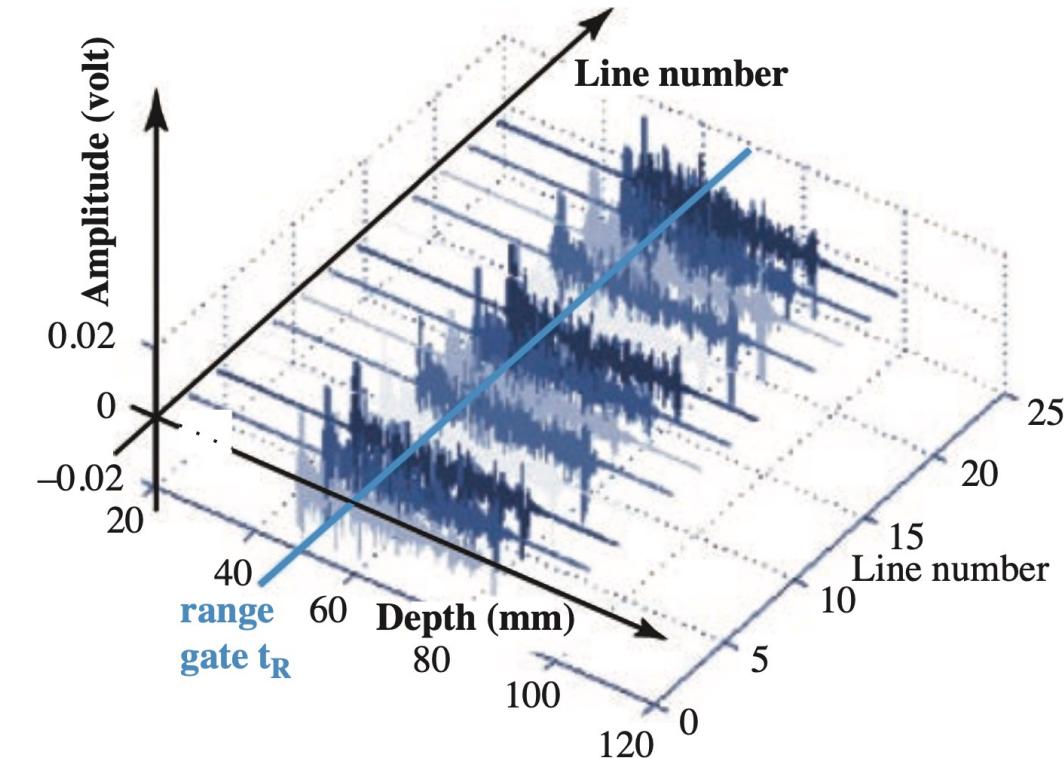
- Inoltre la finestratura temporale corrisponde a moltiplicare nel tempo il segnale per una funzione rettangolare, ovvero convoluzione in frequenza con una sinc
- Anche questo fenomeno, detto *intrinsic broadening*, rende il segnale più smussato



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler
 - Si trasmettono impulsi RF in M-mode a una certa frequenza di ripetizione PRF (Pulse Repetition Frequency)
 - Si acquisisce solo un campione per ogni misura ad un certo tempo fissato detto *range gate* t_R
 - Si assume che $f_R = f_T$ e che non ci siano non linearità



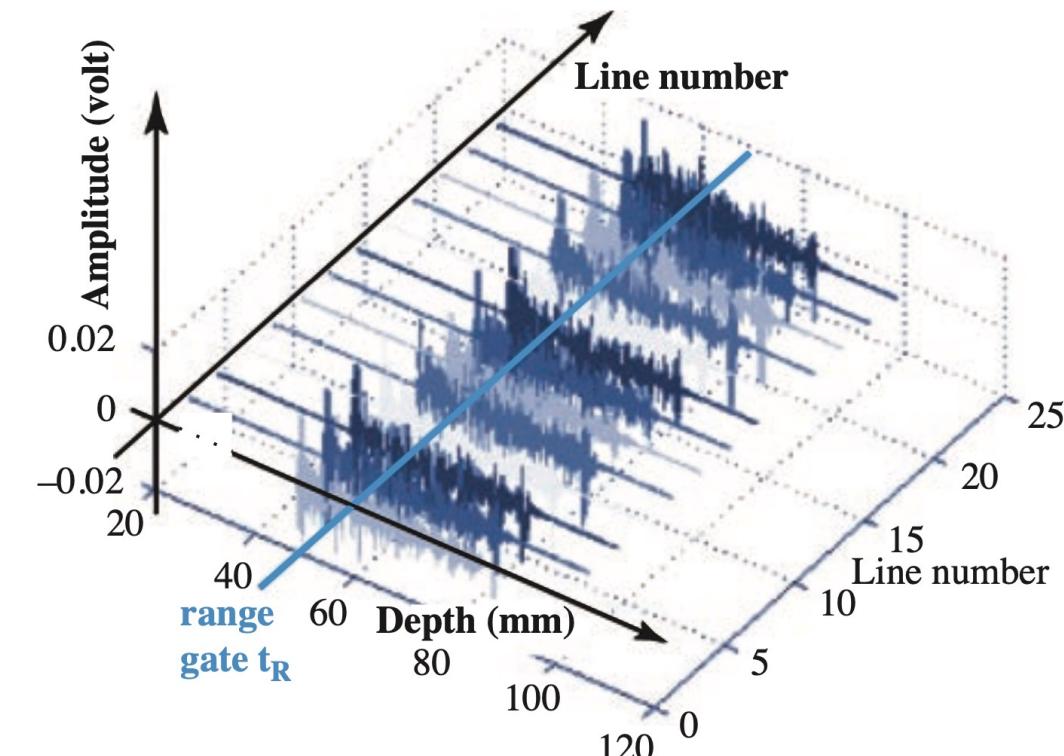
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler
 - Assumendo un'onda sinusoidale e un tempo di ricezione del segnale $\Delta t = 2 \cdot d/c$

$$s(t) = A \sin(2\pi f_T(t - \Delta t))$$

$$\begin{aligned} s(t_R) &= A \sin(2\pi f_T(t_R - \Delta t)) \\ &= A \sin(2\pi f_T(t_R - \frac{2d}{c})) \end{aligned}$$



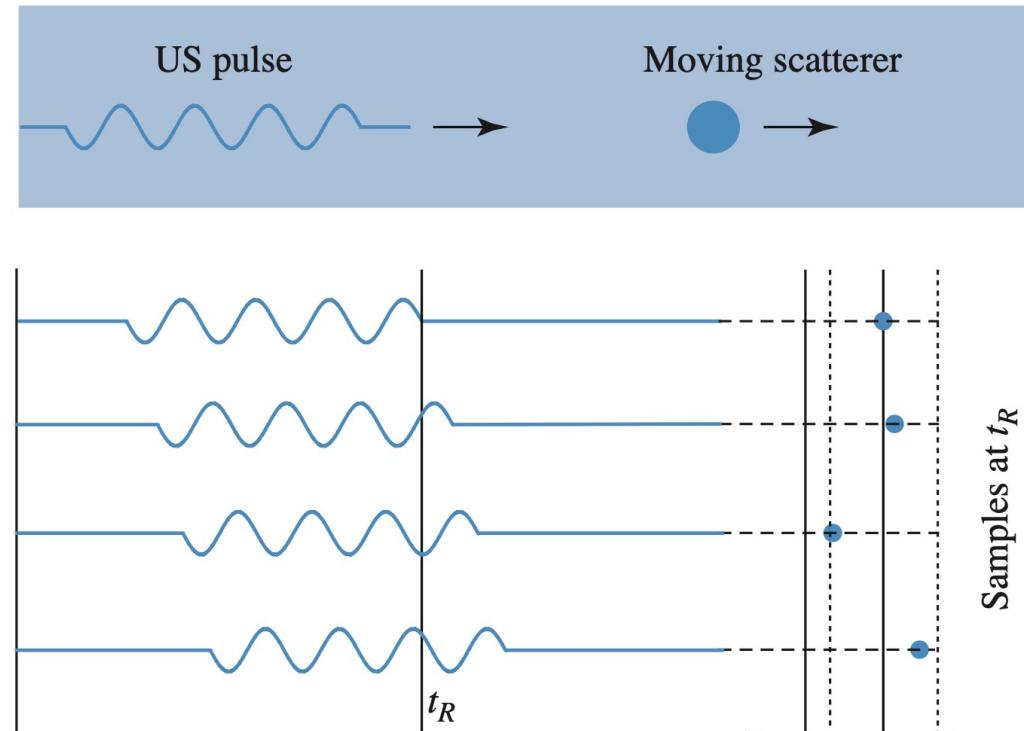
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler

- Se nel range gate i punti di scattering si muovono a velocità v_a lo spostamento misurato tra due impulsi successivi è pari a $v_a \cdot (1/\text{PRF}) = v_a \cdot T_{\text{PRF}}$; il j -esimo campione sarà quindi

$$\begin{aligned}s_j(t_R) &= A \sin \left(-2\pi f_T \left(\frac{2(d_0 + j \cdot v_a \cdot T_{\text{PRF}})}{c} - t_R \right) \right) \\ &= A \sin \left(-2\pi f_T \left(j \cdot \frac{2 \cdot v_a \cdot T_{\text{PRF}}}{c} \right) + \phi \right)\end{aligned}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

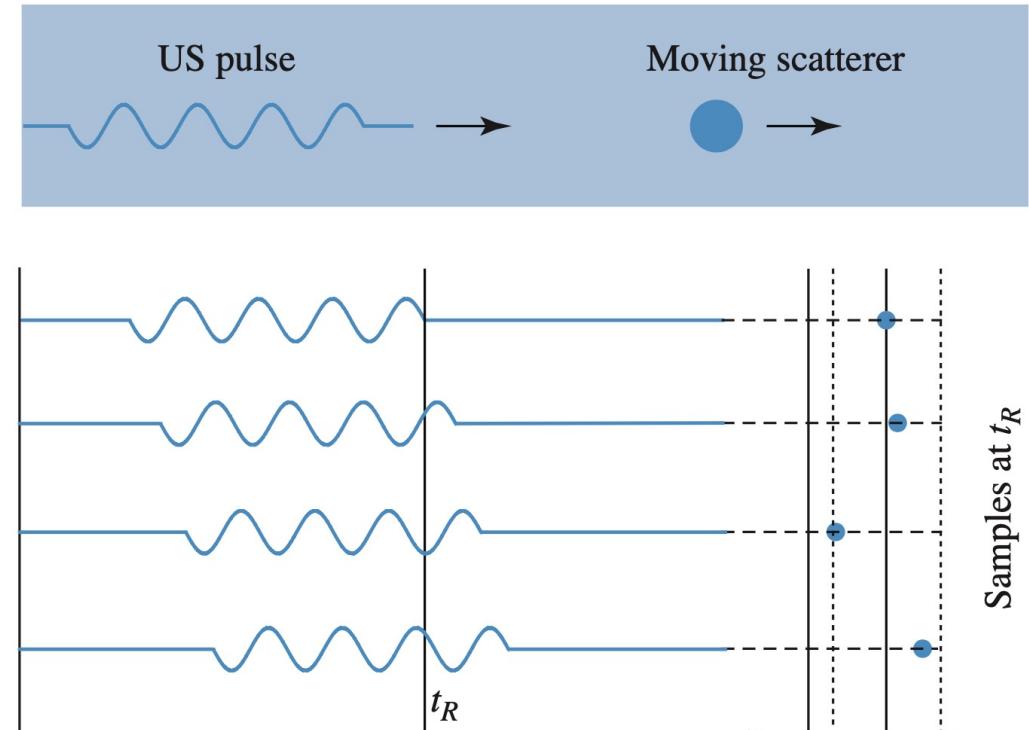
Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler

- La sequenza dei campioni $s_j(t_R)$ è quindi un segnale sinusoidale a frequenza Doppler

$$f_D = -\frac{2v_a}{c} f_T$$

- Ad ogni range gate si misura quindi la velocità di movimento delle particelle che generano scattering

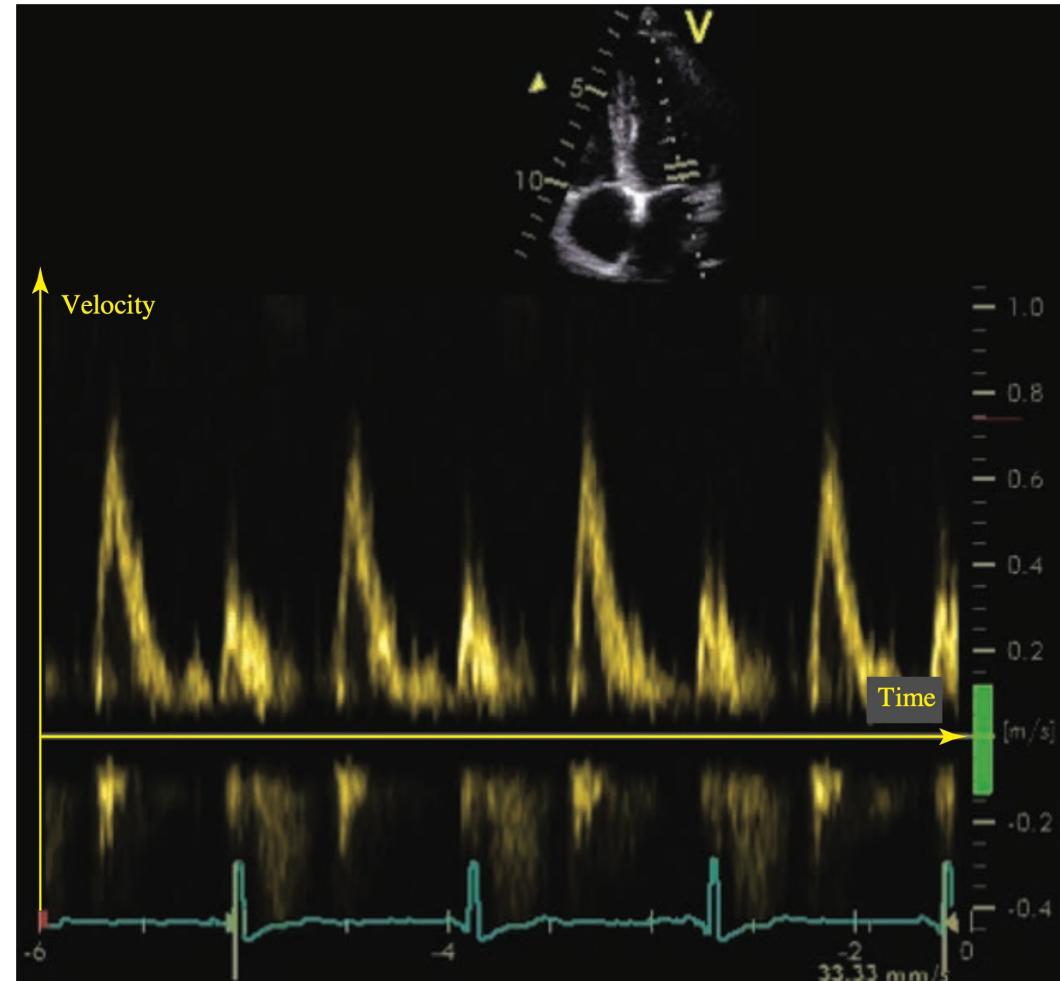


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler

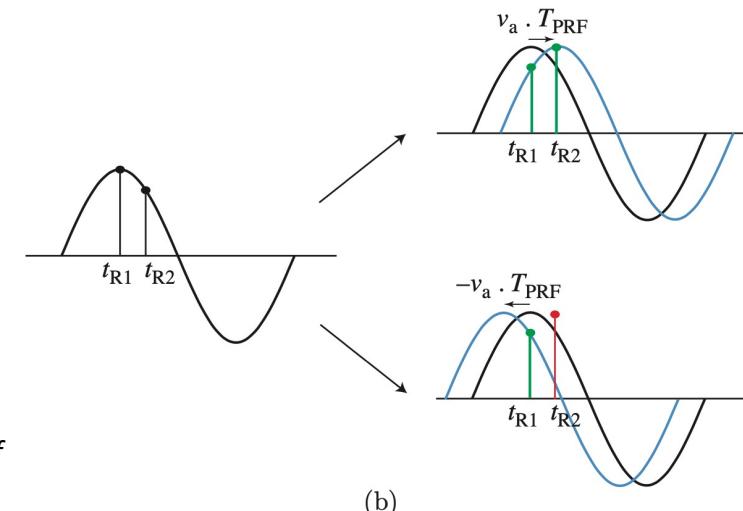
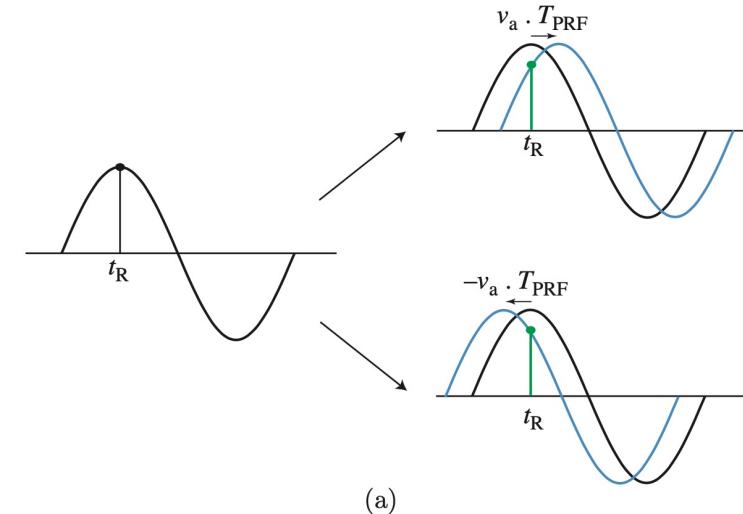
- Anche in questo caso il risultato è un sonogramma con delle componenti udibili
- La ricostruzione si ottiene quindi suddividendo l'acquisizione in segmenti temporali



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- PW Doppler
 - La misura di v_a non fornisce informazioni sul verso del moto
 - Questa informazione si può ricavare acquisendo due campioni a distanza di $\lambda/4$



Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Color Doppler
 - Parte dalle stesse assunzioni della modalità PW Doppler, ma misura lo sfasamento

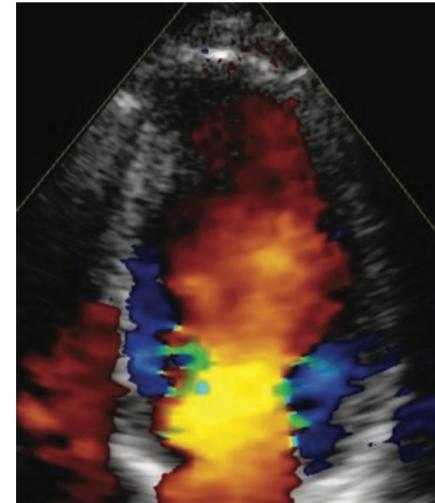
$$\Delta\phi = 2\pi f_T \frac{2\nu_a T_{\text{PRF}}}{c}$$

- Anche in questo caso basterebbero due campioni, ma se ne acquisiscono da tre a sette per volta
- Si utilizzano diversi range gate lungo ogni linea per ottenere le misure a tutte le profondità. Infine l'acquisizione su più linee genera un'immagine 2D di velocità codificata a colori

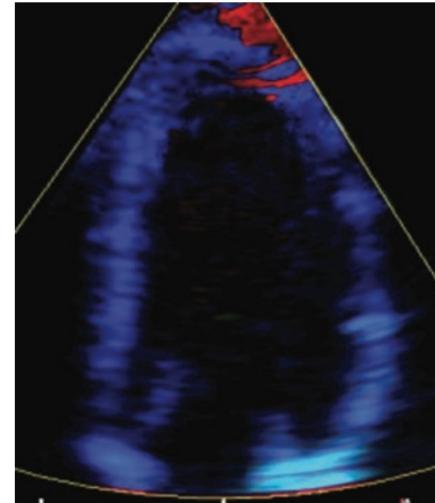
Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Color Doppler

CF (Color Flow) Doppler

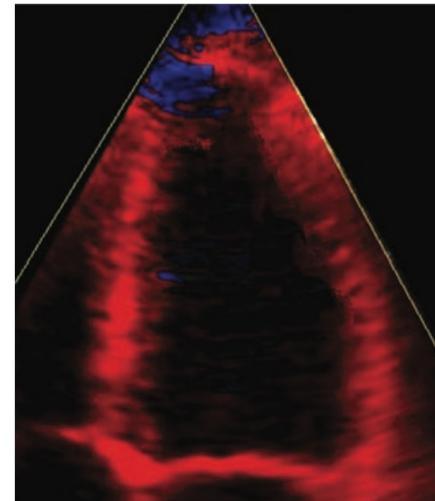
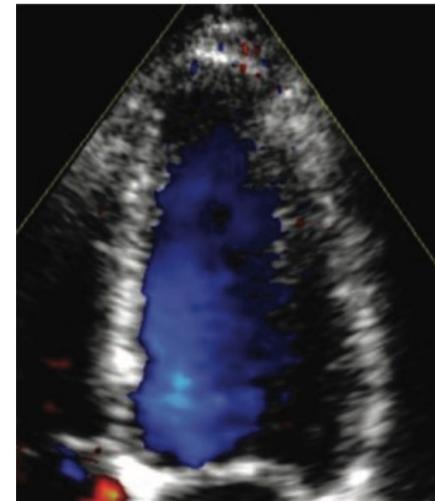


(a)



(b)

DTI – Doppler Tissue Imaging



Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Speckle Tracking Echography (STE)
 - Lo scattering legato agli speckle viene tracciato in più immagini successive attraverso la correlazione
 - In questo caso si può misurare effettivamente v e non v_a
 - È necessaria una risoluzione spaziale elevata e ciò inficia il frame rate

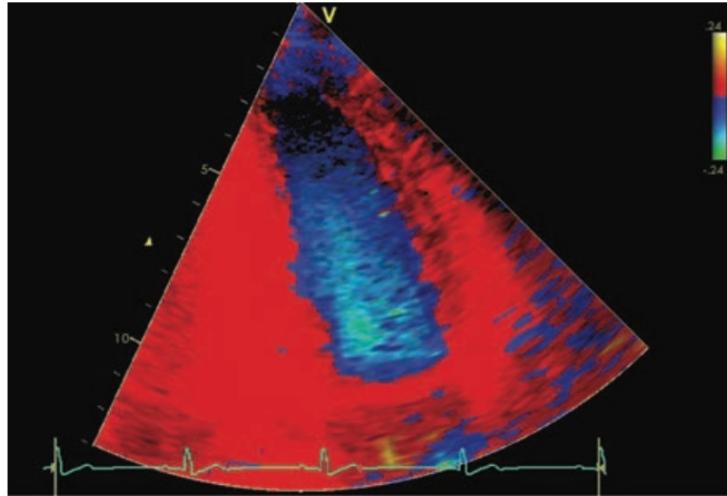
Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Speckle Tracking Echography (STE)
 - La misura della velocità dei tessuti consente di calcolare la velocità di deformazione e la deformazione stessa
 - La velocità di deformazione $d\epsilon/dt$ si ottiene dall'immagine di gradiente di velocità ∇I calcolata da un'immagine di velocità I
 - La deformazione sarà quindi $\epsilon(t) = \int_0^t \frac{d\epsilon}{d\tau} d\tau$

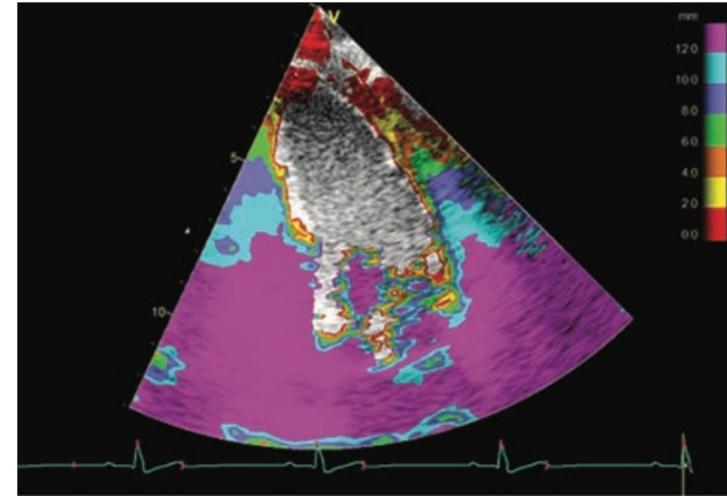
Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- STE

Color Doppler



(a)



(b)

Immagine della velocità di deformazione per differenza delle immagini CD

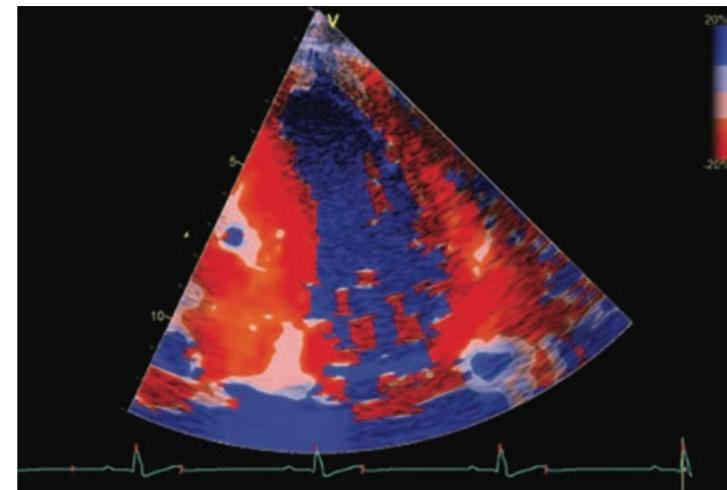
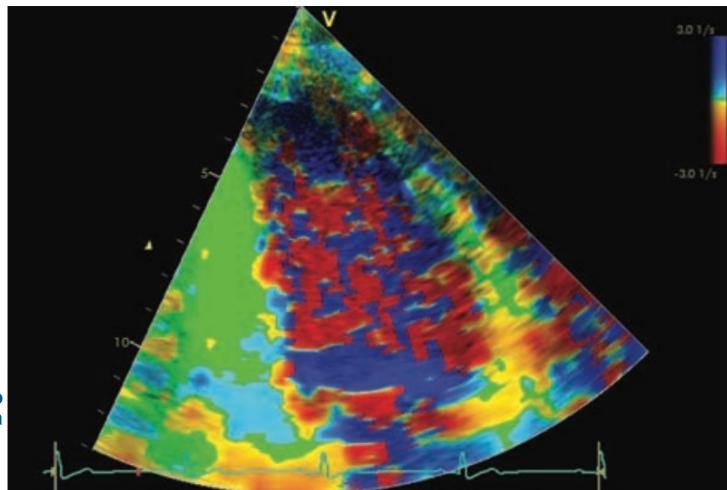


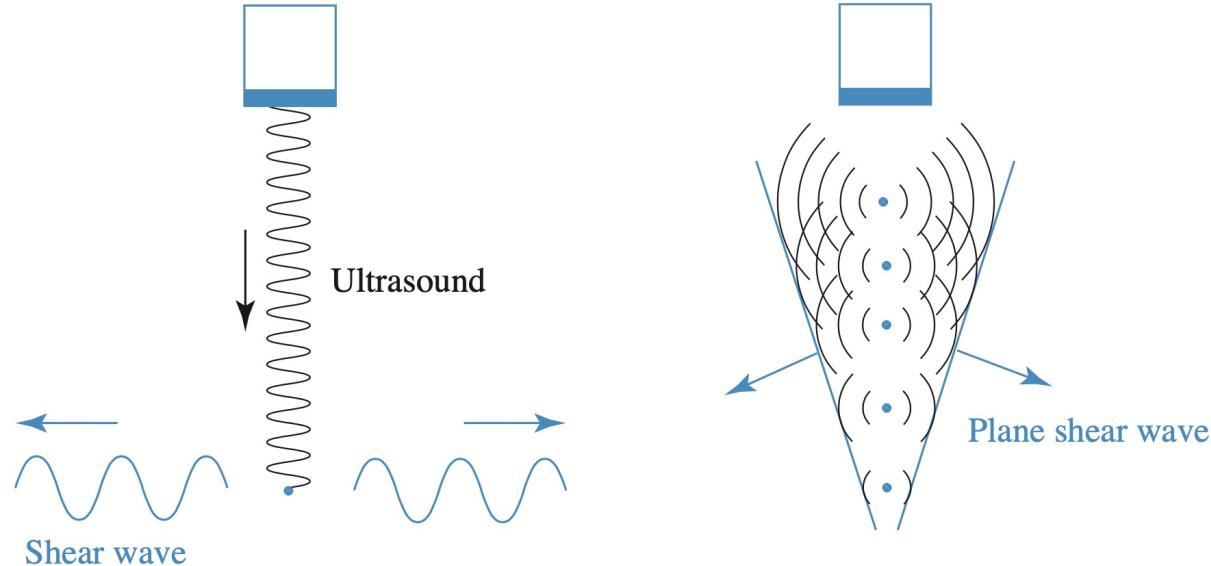
Immagine di deformazione come funzione cumulativa delle immagini di velocità di deformazione

Scostamenti come integrale delle immagini Color Doppler di velocità

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Elasticity imaging

- A causa della disomogeneità locale dei tessuti non è possibile assumere lo sforzo direttamente proporzionale alla deformazione tramite il modulo di Young E
- Si usano impulsi molo focalizzati per generare onde trasversali che si trasmettono a velocità molto bassa e vengono rilevate per registrazione di sequenze di immagini STE



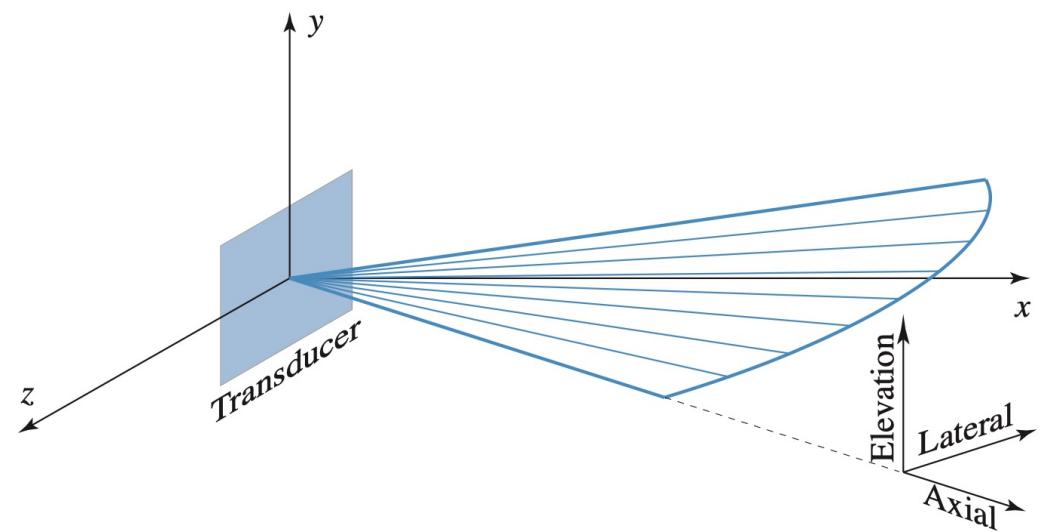
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Misurazione del flusso sanguigno e della deformazione tissutale

- Tempi di acquisizione
 - I tempi sono molto più lunghi delle acquisizioni di immagini morfologiche
 - CW e PW richiedono tempi lunghi per poter apprezzare le variazioni di velocità nei diversi segmenti temporali dello spettrogramma: i tempi sono di alcuni secondi
 - Nelle immagini CF il frame rate è lo stesso del B-mode, ma ridotto del numero di campioni da acquisire per ogni linea e si scende a frame rate dell'ordine dei 10 Hz. Si ovvia a questo problema riducendo il FOV

Qualità dell'immagine

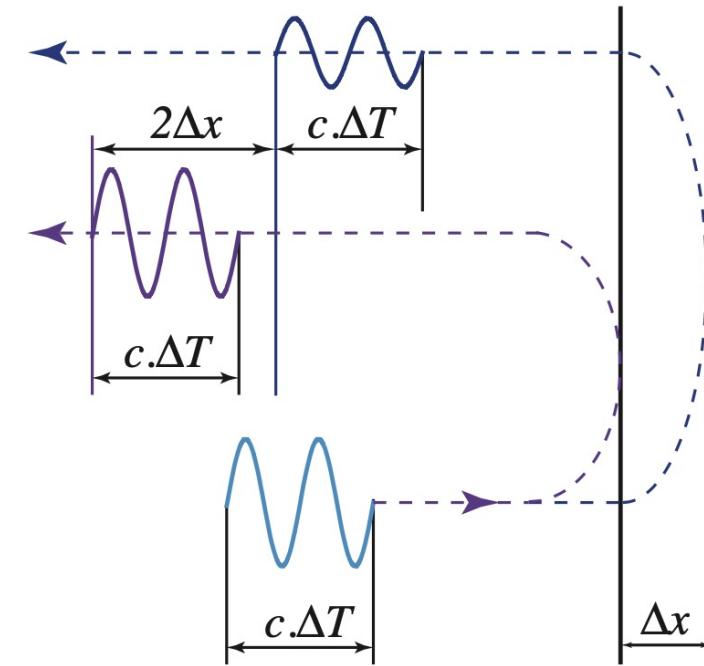
- Risoluzione spaziale
 - La risoluzione spaziale va distinta nelle tre componenti di risoluzione assiale, laterale e di elevazione in ragione della posizione del trasduttore e del cono di direzioni in cui vengono emesse le onde acustiche



Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

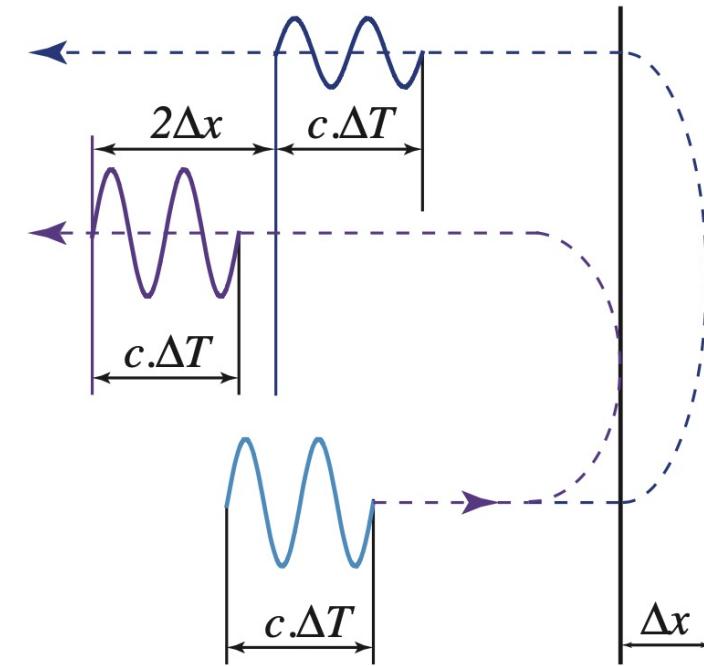
- Risoluzione spaziale
 - La risoluzione assiale è quella profondità Δx per cui è possibile distinguere due echi, ciascuno di durata ΔT
 - Poiché tra andata e ritorno la distanza Δx viene percorsa due volte si ha che: $2 \cdot \Delta x = c \cdot \Delta T$
 - La risoluzione aumenta con impulsi brevi e/o all'aumentare della frequenza dell'impulso, ma ciò diminuisce la penetrazione dell'onda



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

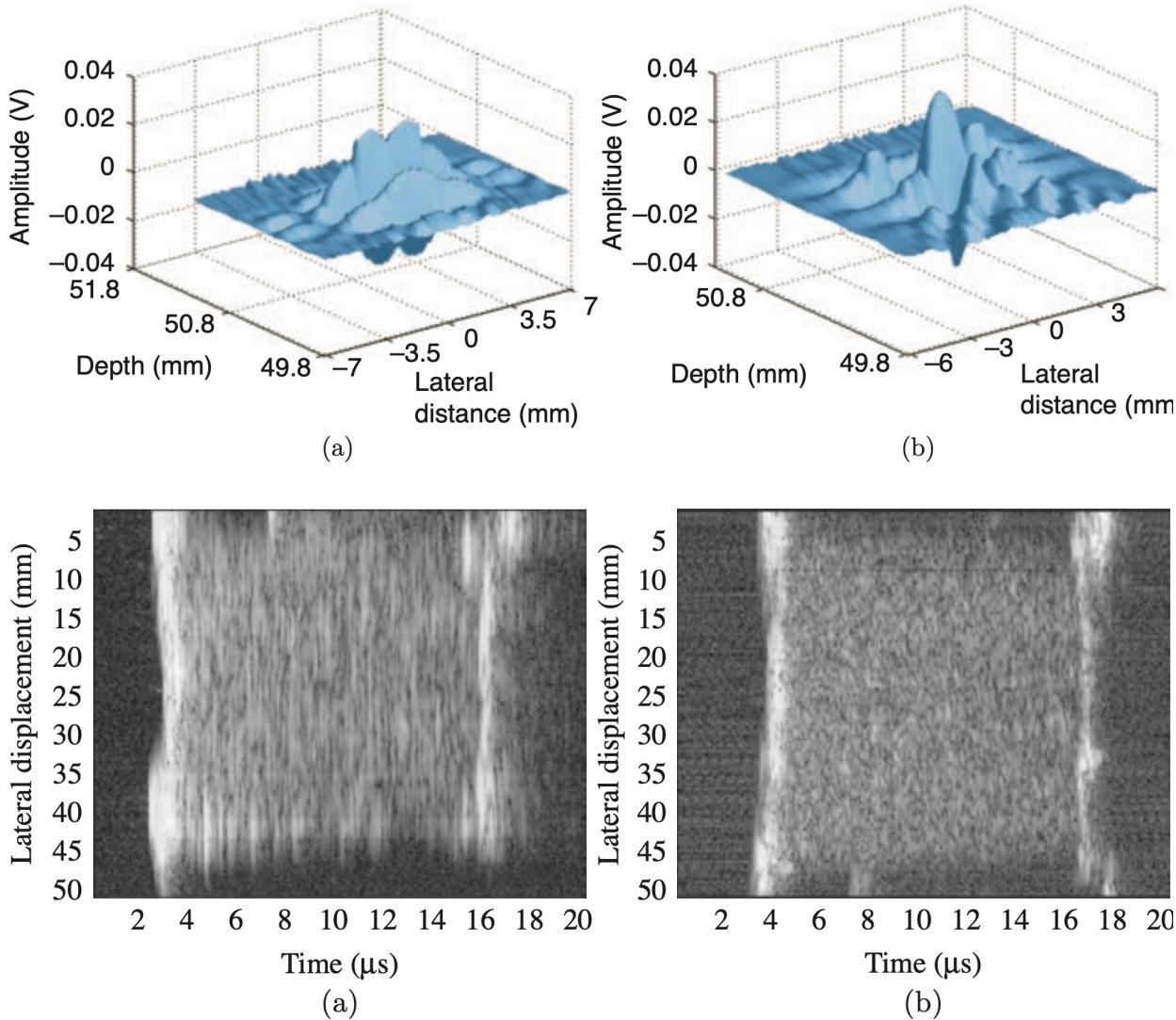
- Risoluzione spaziale
 - CW Doppler non effettua misure spaziali
 - PW Doppler, color Doppler hanno una risoluzione assiale, come le immagini a livelli di grigio, ma la velocità si misura meglio con impulsi lunghi e quindi è necessario un compromesso
 - Le immagini STE stimano la velocità per cross-correlazione e quindi non hanno problemi



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

- Risoluzione spaziale
 - Le risoluzioni laterale e di elevazione dipendono esplicitamente da forma e dimensioni del trasduttore
 - In genere un trasduttore concavo produce una risoluzione laterale migliore perché focalizza l'impulso



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

Qualità dell'immagine

- Rumore
 - Il rumore è dovuto essenzialmente allo scattering ed è molto elevato portando a SNR molto bassi, dell'ordine di qualche unità
 - Purtuttavia lo *speckle* rilevato ha un elevato contenuto informativo perché la differente trama caratterizza i tessuti

Qualità dell'immagine

- Contrasto
 - Il contrasto tra i tessuti *ecogenici* e quelli detti *ipogenici* (a bassa riflessione) è molto elevato
 - Il livello di segnale dello speckle è molto più basso di quello delle riflessioni e ciò comporta la correzione logaritmica della gamma

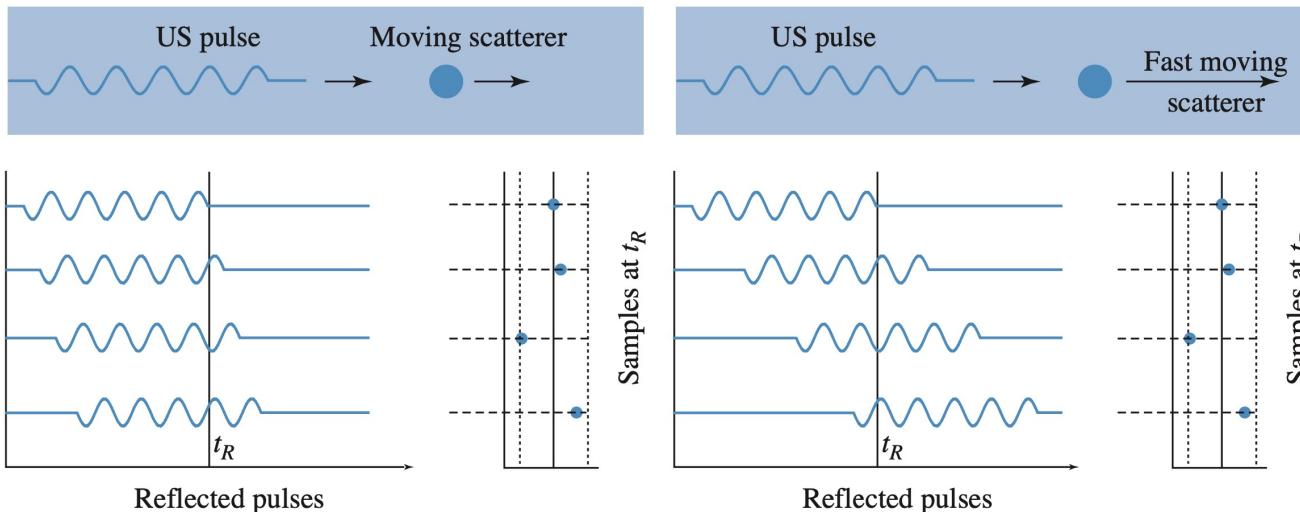
Qualità dell'immagine

- Artefatti
 - Parte dell'energia che ritorna al trasduttore viene da questo di nuovo riflessa nei tessuti e poi nuovamente acquisita dando luogo a *riverberi*
 - L'artefatto ha una forma di immagine fantasma a distanza $n \cdot d$ dalla sorgente, essendo d la distanza reale e n il numero di volte in cui si è coperta la distanza d per generare il riverbero

Qualità dell'immagine

- Artefatti

- L'eccessiva velocità va di una sorgente di scattering può dare luogo ad aliasing nelle immagini PW Doppler
- Se il punto si muove troppo velocemente durante il range gate potrebbe dar luogo a un forte sfasamento tra i campioni $s_j(t_R)$ tanto da misurarli sempre nella stessa posizione



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

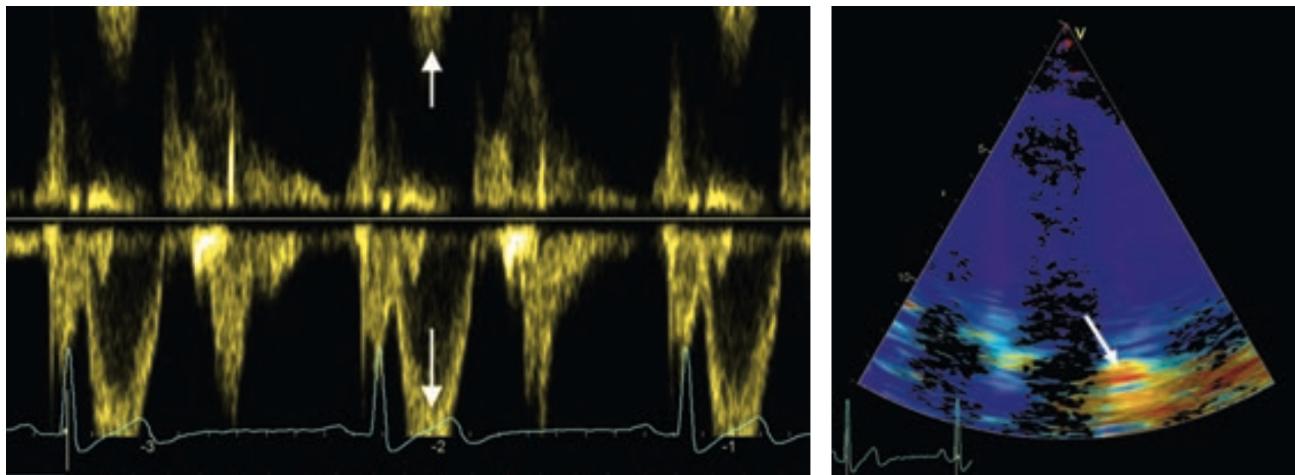
- Artefatti

- Da un punto di vista formale, se d_0 è la profondità del range gate:

$$\text{PRF} > 2|f_D| = \frac{4|v_a|}{c} f_T$$

$$\frac{2d_0}{c} < T_{\text{PRF}} \Rightarrow \frac{c}{2d_0} > \text{PRF}$$

$$\frac{4|v_a|}{c} f_T < \text{PRF} < \frac{c}{2d_0} \Rightarrow |v_a| < \frac{c^2}{8d_0 f_T}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- Uno scanner ecografico è un dispositivo portatile in cui si evidenziano il traduttore e una consolle che incorpora un PC e uno schermo per la visualizzazione
- Il trasduttore viene realizzato secondo diverse forme e dimensioni a seconda della parte del corpo cui è destinato
- Esistono anche trasduttori interni per applicazioni cardiache, per l'analisi della prostata o per applicazioni ginecologiche



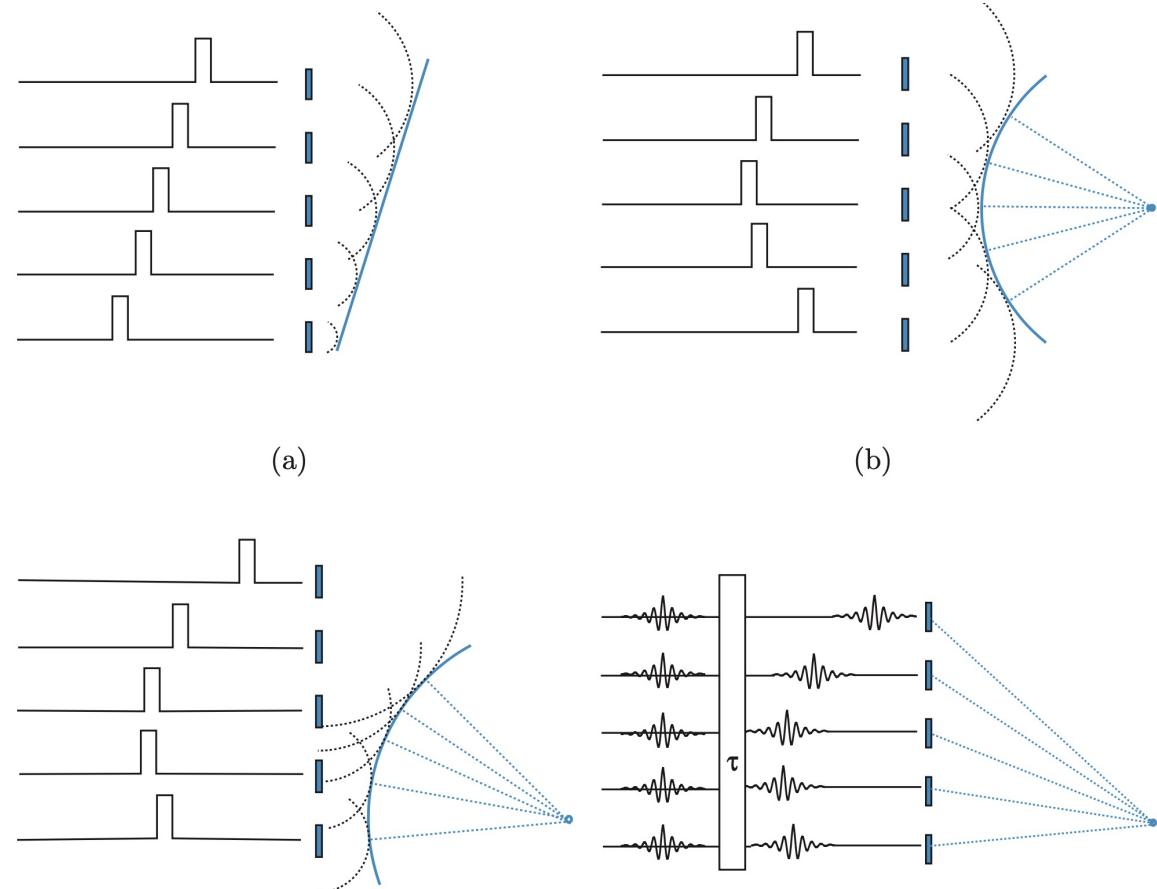
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- I trasduttori moderni non richiedono esplicito movimento manuale per l'acquisizione dell'immagine
- I trasduttori di tipo *linear-array* consistono in un array 1D di cristalli che vengono attivati sequenzialmente per ottenere lo spostamento traslativo dell'impulso

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- Nei trasduttori di tipo *phased-array* consistono in un array 1D di cristalli che vengono attivati con delle opportune leggi temporali per modularne lo sfasamento
- In questo modo l'impulso può essere deviato e/o focalizzato in un punto
- In ricezione degli appositi circuiti di ritardo possono restituire un'immagine coerente dalle riflessioni di ritorno



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- I trasduttori phased-array soffrono di aberrazione di fase dovuta alla disomogeneità dei tessuti e alle diverse velocità di propagazione, ma viene utilizzata commercialmente la velocità di 1530 m/s
- Inoltre consentono di aumentare la risoluzione assiale con il *dynamic focusing*: l'energia viene distribuita in un volume relativamente grande in cui si mettono a fuoco più punti vicini
- La velocità di scansione può essere raddoppiata raccogliendo due fasci di echi paralleli ai lati fascio di trasmissione (*parallel beam forming*)

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- la scansione 3D si può ottenere, in linea di principio, per rotazione di uno trasduttore lineare su l proprio asse o per inclinazione
- In realtà si usano array 2D di cristalli: tipicamente 64×64 cristalli con parallel beam forming che raggiungono un FOV di $90^\circ \times 90^\circ$ con un frame rate di 50Hz

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- L'utilizzo terapeutico delle indagini ecografiche è molto ampio, soprattutto come primo approccio di imaging per la sua velocità e per la possibilità di discutere direttamente col paziente dei suoi sintomi
- L'imaging strutturale si applica alla testa dei neonati, attraverso le fontanelle, con impulsi a 20MHz
- Nel collo si investigano i linfonodi, la tiroide e le ghiandole salivari e nel torace eventuali lesioni polmonari laterali

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- L'ecografia è accettata come ausiliaria alla mammografia ed è il principale mezzo di indagine nell'addome
- Con i trasduttori dedicati si utilizza per l'analisi del tratto uro-genitale
- Applicazione classica è l'analisi morfologica del feto
- Le immagini a livelli di grigio offrono già la possibilità di riconoscere problemi cardiovascolari

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- L'ecografia è accettata come ausiliaria alla mammografia ed è il principale mezzo di indagine nell'addome
- Con i trasduttori dedicati si utilizza per l'analisi del tratto uro-genitale
- Applicazione classica è l'analisi morfologica del feto
- Le immagini a livelli di grigio offrono già la possibilità di riconoscere problemi cardiovascolari

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- Anche l'apparato muscolo-scheletrico viene investigato come primo approccio all'individuazione di lesioni ai tendini o ai muscoli
- Il cuore viene investigato morfologicamente, spesso anche in 3D, e soprattutto con tutto l'imaging funzionale
- Infine le immagini ecografiche sono usate anche come guida nelle biopsie di fegato, reni, prostata, linfonodi e muscoli, ma anche nell'ablazione termica di lesioni e negli interventi cardiaci con uso di cateteri

Apparecchiature per ecografia e loro uso terapeutico

- Anche in ecografia si può usare un mezzo di contrasto che è realizzato con micro-bolle di gas stabilizzato ad elevato peso molecolare che producono un alto segnale di backscattering
- L'ecografia con mezzo di contrasto è utilizzata principalmente per visualizzare in dettaglio il cuore sinistro e delineare masse o coaguli
- Altri usi sono legati allo studio della vascolarità di diversi organi

Rischi per la salute

- L'uso di ultrasuoni è intrinsecamente sicuro
- Tuttavia può esserci un eccesso di calore trasmesso ai tessuti per effetto dell'energia associata all'impulso.
- Si utilizza un indice termico basato sulla potenza trasmessa che rappresenta una soglia da non superare

Rischi per la salute

- Nelle zone a pressione negativa (zone di rarefazione) possono formarsi delle micro-bolle di gas che possono poi collassare e danneggiare i tessuti quando si ritorna all'equilibrio.
- Si utilizza un indice meccanico di pressione negativa massima che rappresenta anche in questo caso una soglia