

**Università degli Studi di Padova**

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione  
Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

TESI DI LAUREA TRIENNALE

## **Strumentazione ecocardiografica**

*Relatore*  
prof. Alfredo Ruggeri

*Laureanda*  
Isabella Sgro

Anno Accademico 2012/2013



*Ai miei genitori,  
a Bibo e Tai.  
Vi voglio bene...*



## Sommario

L'ecografia è una tecnica di indagine tomografica (cioè mirata alla rappresentazione del corpo umano a strati), capace di ricostruire sezioni variamente orientate di parti del corpo.

Essa sfrutta l'energia acustica degli ultrasuoni prodotta da apposite sonde manovrate a contatto con la regione da esplorare. La non invasività fisica e biologica (cioè l'assenza di radiazioni ionizzanti, che penetrando più in profondità possono causare nell'uomo danni somatici o genetici), la possibilità di essere realizzata anche al letto del paziente e la facile ripetibilità sono le caratteristiche dell'ecografia maggiormente apprezzate in campo diagnostico.

L'*imaging system*, cioè i vari strumenti che permettono di ricavare immagini del corpo umano a scopo diagnostico, si sviluppa principalmente in 2D, ed ultimamente anche in 3D e 4D. Alcuni dei modelli utilizzati per questo scopo sono:

- A-mode, B-mode, M-mode;
- Color flow imaging, Color M-mode;
- Continuous wave Doppler, Pulsed wave Doppler;
- Color Doppler, Power Doppler.

La tecnica M-mode (o anche *Time Motion-mode*), che consente di visualizzare in tempo reale i movimenti continui degli organi lungo una linea di scansione fissa, è molto utile soprattutto per eseguire misurazioni. Questa modalità di visualizzazione è classicamente molto utilizzata in ecocardiografia perché permette di avere informazioni sulla motilità delle varie parti del cuore, come ad esempio le pareti atriali e ventricolari, e sul corretto funzionamento delle valvole che garantiscono il flusso sanguigno.

In questa tesi verranno trattati inizialmente gli aspetti teorici riguardanti gli ultrasuoni, per poi passare ad aspetti più pratici. Ci si focalizzerà sulla strumentazione di base, cioè l'apparecchio ecografico, che permette l'indagine del corpo umano tramite ultrasuoni. Successivamente verranno analizzati più in dettaglio i diversi ambiti in cui si inserisce il tipo di ecografia M-mode, in particolare la sua applicazione in cardiologia, per terminare con l'analisi di casi specifici in cui l'ecocardiografia M-mode viene utilizzata nella pratica clinica di tutti i giorni.



# Elenco delle tabelle

1.1	Caratteristiche degli ultrasuoni in alcuni mezzi di propagazione.	13
2.1	Cronologia dello sviluppo della tecnica degli ultrasuoni. . . . .	17
2.2	Requisiti di un ecocardiografo. . . . .	23
3.1	Vantaggi e limiti della tecnica M-mode. . . . .	32
3.2	Vantaggi della tecnica M-mode ricostruito. . . . .	34
3.3	Risoluzione temporale dell'M-mode ricostruito. . . . .	36
3.4	Fattori che determinano la qualità dell'immagine M-mode. . .	38





# Elenco delle figure

1.1	Compressione e rarefazione di un'onda sonora. . . . .	9
1.2	Propagazione di un'onda sonora. . . . .	10
1.3	Frequenze delle onde sonore. . . . .	11
1.4	Caratteristiche delle onde sonore. . . . .	12
1.5	Interazione degli ultrasuoni con i tessuti biologici. . . . .	14
2.1	Principio dell'ecolocalizzazione. . . . .	16
2.2	Cristallo con proprietà piezoelettriche. . . . .	17
2.3	Forma del fascio ultrasonoro. . . . .	18
2.4	Focalizzazione meccanica (A) ed elettronica (B) del fascio ultrasonoro. . . . .	19
2.5	Principali formati di visualizzazione dell'immagine ecocardiografica. . . . .	20
2.6	Schema a blocchi di un ecocardiografo. . . . .	21
2.7	Conversione di un segnale in radiofrequenza (A) in un segnale a bassa frequenza (C). . . . .	22
2.8	Schema a blocchi di un convertitore digitale di scansione. . . . .	22
3.1	Finestre acustiche nel torace. . . . .	26
3.2	Piani utilizzati per la visualizzazione del cuore. . . . .	27
3.3	Rappresentazione dell'attività elettrica in varie regioni del cuore. L'onda caratteristica dell'ECG (in basso a dx) è risultato della sovrapposizione dei vari potenziali d'azione. . . . .	29
3.4	Le derivazioni per l'elettrocardiogramma. . . . .	30
3.5	Esempio di immagine M-mode. . . . .	31
3.6	Immagine Color M-mode Doppler della valvola mitrale. . . . .	33
3.7	Esame M-mode (in basso) derivato da una linea della sezione bidimensionale (in alto). . . . .	34
3.8	Libero orientamento della linea di analisi M-mode. . . . .	35
3.9	Analisi a più linee dell'M-mode ricostruito. . . . .	36

---

3.10	Esempio di ricostruzione M-mode di un'immagine ecocontrastografica. . . . .	37
3.11	Ricostruzione della parete del ventricolo sx utilizzando l'M-mode curvilineo. . . . .	38
3.12	Effetto del tracking sulla ricostruzione M-mode delle pareti del ventricolo sinistro nella sezione parasternale asse lungo. . . . .	39
3.13	Scansione ecocardiografica completa in M-mode. . . . .	40
3.14	Esempio di collasso diastolico del ventricolo destro. . . . .	41
3.15	Difficoltà interpretative a livello della parete posteriore del ventricolo sinistro (PP) causate dalle trabecole muscolari (TM). . . . .	42
3.16	Misurazione tramite M-mode del diametro del ventricolo sinistro. . . . .	42
3.17	Valvole cardiache in sezione ortogonale. . . . .	43
3.18	Visualizzazione della "scatola aortica" formata dalle cuspidi della valvola aortica. . . . .	44
3.19	Movimento a M caratteristico di un lembo della valvola mitrale. . . . .	45
3.20	Visualizzazione del movimento della valvola tricuspide. . . . .	46
3.21	Confronto tra i momenti di apertura e di chiusura delle valvole tricuspide e mitrale. . . . .	46
3.22	Color M-mode Doppler dell'arteria polmonare. A dx si può osservare il movimento di una cuspidi della valvola polmonare (V). . . . .	47
3.23	Misurazione tramite M-mode del diametro dell'atrio sinistro. . . . .	48

# Indice

<b>1</b>	<b>Gli ultrasuoni</b>	<b>9</b>
1.1	Natura del suono. Le onde e il trasporto di energia . . . . .	9
1.2	Caratteristiche degli ultrasuoni . . . . .	10
1.3	Interazione degli ultrasuoni con i tessuti biologici . . . . .	13
<b>2</b>	<b>Ecografia ed ecocardiografia</b>	<b>15</b>
2.1	Cenni di storia dell'ecocardiografia . . . . .	15
2.2	L'ecografo . . . . .	17
2.3	L'ecocardiografo . . . . .	21
<b>3</b>	<b>Ecocardiografia M-mode</b>	<b>25</b>
3.1	Orientamento e riconoscimento delle immagini . . . . .	25
3.2	La tecnica M-mode . . . . .	27
3.2.1	Formazione dell'immagine . . . . .	30
3.2.2	Limiti . . . . .	31
3.2.3	Color M-mode Doppler . . . . .	32
3.3	M-mode ricostruito . . . . .	33
3.3.1	Formazione dell'immagine . . . . .	34
3.3.2	Risoluzione temporale . . . . .	36
3.3.3	Fattori strumentali che determinano la qualità dell'im- magine . . . . .	37
3.3.4	M-mode curvilineo . . . . .	38
3.3.5	Tracking . . . . .	39
3.4	Applicazioni nella diagnostica medica . . . . .	39
3.4.1	Ventricoli . . . . .	41
3.4.2	Valvole cardiache . . . . .	43
3.4.3	Atri . . . . .	47
	<b>Bibliografia</b>	<b>49</b>



# Capitolo 1

## Gli ultrasuoni

### 1.1 Natura del suono. Le onde e il trasporto di energia

Il suono è una forma di energia meccanica che si trasmette con onde di compressione e di rarefazione, determinando un movimento di molecole e particelle, che ha bisogno di un mezzo fisico di supporto, come l'aria, l'acqua, i tessuti del corpo umano, per propagarsi. Questo comportamento lo distingue da altre forme di energia ondulatoria come quella elettromagnetica, capace di diffondersi anche nel vuoto.

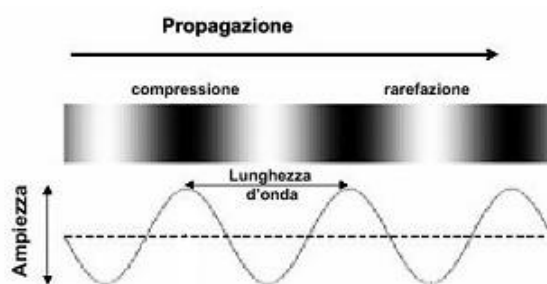


FIGURA 1.1: Compressione e rarefazione di un'onda sonora.

La sorgente dell'onda sonora è un elemento vibrante che trasferisce il proprio movimento al mezzo, costringendo le particelle che lo compongono a oscillare e a trasmettere a loro volta, per interazione elastica, la perturbazione alle particelle vicine, senza trasporto di materia. La propagazione del suono si realizza con un movimento ondulatorio di tipo longitudinale o trasversale.

Le onde longitudinali sono caratterizzate da uno spostamento delle particelle parallelo alla direzione del moto dell'onda, mentre nelle onde trasversali lo spostamento avviene perpendicolare alla direzione.

Le onde longitudinali di compressione si propagano in qualsiasi mezzo mentre le trasversali solo in quelli solidi, a causa dei deboli legami dei tessuti liquidi che si instaurano tra atomi e molecole. In ambito medico pertanto, l'onda ultrasonora che viene studiata è longitudinale (quindi in grado di propagarsi nei tessuti molli) e si propaga nel mezzo mediante bande alternate di compressione e di rarefazione: infatti le particelle del mezzo sono forzate ad oscillare attorno alla loro posizione di equilibrio.

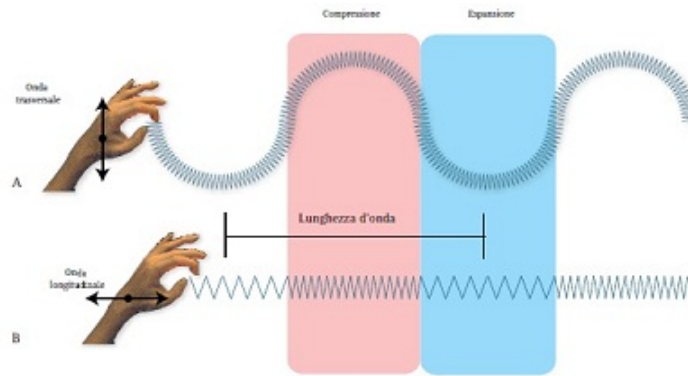


FIGURA 1.2: Propagazione di un'onda sonora.

## 1.2 Caratteristiche degli ultrasuoni

Qualsiasi suono, e quindi anche gli ultrasuoni, viene descritto da diversi parametri legati a grandezze fisiche ben definite. Il rumore è, invece, un suono complesso dato dalla sovrapposizione casuale di frequenze diverse, non correlate armonicamente, e quindi non può essere descritto da questi parametri.

**FREQUENZA.** La frequenza  $f$  rappresenta il numero di oscillazioni che l'onda compie durante la sua propagazione in un secondo e corrisponde all'inverso del periodo ( $f = 1/T$ ), cioè la durata di un'oscillazione completa. Da essa dipende l'altezza del suono: maggiore è la frequenza, più acuto è il suono percepito nella banda dell'udibile. Gli ultrasuoni si estendono a partire da frequenze superiori ai 20 kHz, limite superiore di udibilità per l'orecchio umano, fino alle frequenze di qualche centinaio di MHz e, intorno a 1 GHz, lasciano il posto al regime cosiddetto ipersonico. A fini diagnostici

si utilizzano ultrasuoni ad una frequenza tra 1 e 15-20 MHz con un'intensità compresa tra 0,01 e 200 mW/cm<sup>2</sup>. La frequenza condiziona la trasmissione degli ultrasuoni, cioè sia il potere di penetrazione sia l'attenuazione.

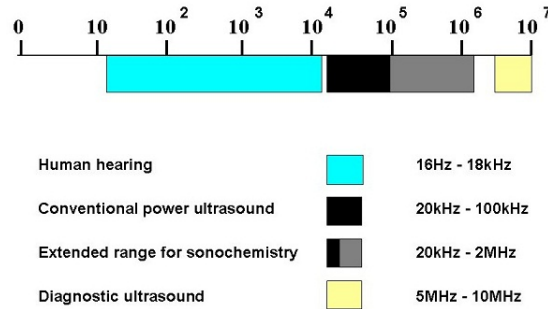


FIGURA 1.3: Frequenze delle onde sonore.

**LUNGHEZZA D'ONDA.** La lunghezza d'onda  $\lambda$  rappresenta lo spazio percorso da un'oscillazione nell'intervallo di tempo di un periodo. Essa corrisponde al prodotto della velocità di propagazione ( $c$ ) nel mezzo in cui il suono si propaga, e il periodo:  $\lambda = c \cdot T = \frac{c}{f}$ . Ovvero, essa è direttamente proporzionale alla velocità di trasmissione ed inversamente proporzionale alla frequenza. Nelle apparecchiature ecografiche la frequenza viene selezionata automaticamente con la scelta della sonda o, nelle sonde a multi-frequenza, scegliendo un valore tra quelli preimpostati idoneo per l'esame da eseguire. Nel momento in cui si cambia la frequenza, varia automaticamente anche la lunghezza d'onda. La lunghezza d'onda determina il limite teorico di risoluzione assiale e spaziale della sonda, caratteristiche che determinano la capacità, da parte della sonda, di distinguere due oggetti molto vicini e quindi di fornire un'immagine nitida.

**POTENZA ACUSTICA, INTENSITÀ, AMPIEZZA, PRESSIONE ACUSTICA.** Sono grandezze che definiscono in vario modo l'energia meccanica trasportata dagli ultrasuoni, ossia i valori di compressione e rarefazione cui vengono sottoposte le molecole del mezzo esposto nell'unità di tempo.

- La *potenza acustica* esprime la quantità di lavoro necessaria nell'unità di tempo o la quantità di energia sonora trasportata nell'unità di tempo. Non sono stati descritti effetti biologici significativi per i livelli di potenza acustica comunemente usati in ecografia. L'*imaging* armonico tessutale ed il color-Doppler richiedono comunemente una potenza acustica in trasmissione superiore rispetto a quella usata nell'*imaging* convenzionale B-Mode.

- L'*intensità*  $I$  è una misura della potenza acustica per unità di superficie, e descrive il tasso con cui l'energia è depositata localmente nel mezzo trasmissivo. L'intensità degli ultrasuoni comunemente usati in diagnostica (qualche  $\text{mW}/\text{m}^2$ ), non è responsabile di effetti biologici significativi. Nelle applicazioni diagnostiche è opportuno conoscere non tanto il valore assoluto dell'intensità, quanto piuttosto il suo valore relativamente ad un altro, definito come  $I^{(dB)} = 10\log(I/I_0)$ , dove  $I_0$  è un'intensità sonora di riferimento (alla soglia dell'udibilità).
- L'*ampiezza*  $A$  dell'onda rappresenta il massimo spostamento che le molecole del mezzo di propagazione compiono rispetto alla posizione di equilibrio, ossia il valore assoluto alla massima compressione o alla massima rarefazione. Al crescere dell'ampiezza, aumenta l'intensità dell'ultrasuono. Come per l'intensità, si definisce l'ampiezza relativa come  $A^{(dB)} = 20\log(A/A_0)$ .
- La *pressione acustica*  $P$  esprime la forza dell'onda. L'onda sonora viene caratterizzata da aree di compressione nelle quali la pressione è aumentata rispetto alla pressione atmosferica, ed aree di rarefazione, dove la pressione diminuisce rispetto alla pressione atmosferica. Il picco massimo della pressione acustica è definito ampiezza di pressione.

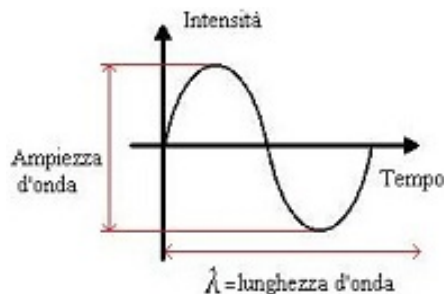


FIGURA 1.4: Caratteristiche delle onde sonore.

**VELOCITÀ DI PROPAGAZIONE.** La velocità di propagazione  $c$  degli ultrasuoni non è costante, ma varia secondo la densità e la comprimibilità del mezzo materiale di trasmissione. L'elasticità del materiale,  $E$ , viene misurata con il *modulo di Young*, ed il suo valore è costante, legato solo alle caratteristiche intrinseche del mezzo. Quanto più rigido è il materiale tanto minore è lo spostamento di massa molecolare, e maggiore pertanto la velocità di propagazione, definita dall'equazione:  $c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$ , dove  $\rho$  rappresenta la densità. La velocità degli ultrasuoni è un parametro molto importante per



le applicazioni diagnostiche, e nella maggior parte dei tessuti biologici vale mediamente 1540 m/s, per cui tutti gli ecografi vengono tarati normalmente su questo valore.

**IMPEDENZA ACUSTICA.** L'impedenza acustica  $Z$  è una proprietà caratteristica di ogni mezzo, che dà una misura dell'entità delle forze che si oppongono alla trasmissione dell'ultrasuono al suo interno, ed è definita come  $Z = \rho \cdot c$ , prodotto della densità del mezzo attraversato per la velocità di propagazione nello stesso. L'aria, o le strutture che contengono molta aria (come ad esempio il polmone), presentano una bassissima impedenza acustica. Gli altri tessuti, fatta eccezione per quello osseo, presentano un range d'impedenza acustica abbastanza ristretto. L'impedenza acustica è fondamentale per la formazione dell'immagine ecografica, in quanto condiziona i fenomeni fisici di riflessione e *scattering* degli ultrasuoni.

<b>Materiale</b>	$\rho$ ( $Kg/m^3$ )	$c$ ( $m/s$ )	$Z$ ( $\cdot 10^6 Rayl$ )
Aria	1.2	331	0.0004
Acqua	997	1497	1.493
Sangue	1050	1560	1.638
Muscolo	1060	1570	1.642
Osso	1850	3360	6.216

TABELLA 1.1: Caratteristiche degli ultrasuoni in alcuni mezzi di propagazione.

### 1.3 Interazione degli ultrasuoni con i tessuti biologici

Gli ultrasuoni emessi dalla sonda attraversano i tessuti con una velocità e, soprattutto, con un'impedenza che sarà caratteristica di ogni tessuto. Durante l'attraversamento delle varie strutture tissutali, l'energia (l'intensità) posseduta dall'ultrasuono viene progressivamente attenuata. Quanto più piccola è la lunghezza d'onda del fascio ultrasonoro (cioè quanto più alta è la frequenza), tanto più rapida è l'attenuazione, che si verifica principalmente per riflessione, assorbimento, rifrazione e diffusione.

**RIFLESSIONE :** è il fenomeno per il quale a livello dell'interfaccia l'onda ultrasonora subisce un rinvio (formazione di un eco), e avviene ogni volta

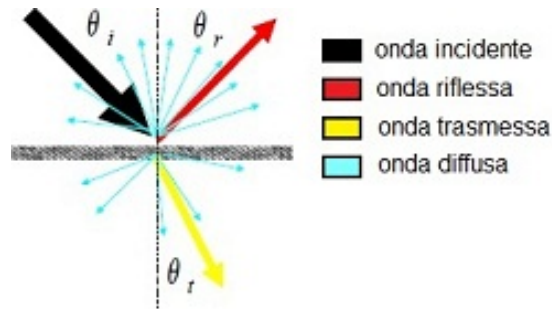


FIGURA 1.5: Interazione degli ultrasuoni con i tessuti biologici.

che un impulso sonoro passa da un tessuto con una determinata impedenza acustica ad un altro d'impedenza acustica diversa. La riflessione avviene con un angolo che sarà equivalente a quello incidente dell'ultrasuono. Per la formazione dell'immagine sono importanti solo gli echi che tornano verso la sonda, quindi se il fascio incide perpendicolarmente si ha la massima rilevazione del segnale riflesso. Tuttavia, i tessuti presentano delle superfici di interfaccia complesse, per cui, oltre alla riflessione principale, vi saranno molteplici piccoli echi riflessi secondo diversi angoli (echi diffusi), la maggior parte dei quali non ritorna verso la sonda e, quindi, non viene registrata. Gli ultrasuoni residui o non riflessi proseguiranno il loro percorso nei tessuti con un'intensità ridotta (trasmissione) e con angolo leggermente modificato (rifrazione).

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

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

**DIFFUSIONE** : è la propagazione in tutte le direzioni che il fascio ultrasonoro subisce quando incontra una superficie irregolare o tante piccole superfici orientate in modo diverso di dimensioni più piccole della sua lunghezza d'onda.

## Capitolo 2

# Ecografia ed ecocardiografia

### 2.1 Cenni di storia dell'ecocardiografia

La natura ha ispirato le prime applicazioni degli ultrasuoni: lo scienziato italiano Lazzaro Spallanzani dimostrava, nel 1794, che i pipistrelli usavano gli ultrasuoni per orientarsi nel volo notturno attraverso il rilevamento degli echi di ritorno prodotti dagli ostacoli ambientali. Successivamente, si scoprì che oltre ai pipistrelli anche molti cetacei usano sistemi di ecolocalizzazione degli ostacoli o delle prede: inviano degli ultrasuoni prodotti dal loro sistema vocale e, quindi, ne percepiscono gli echi che si formano sulle superfici dell'ambiente o delle prede avendone informazioni sulla distanza e sulla morfologia.

Nel 1880 furono gettate le basi fisiche su cui poggia l'odierna ecografia grazie alla scoperta da parte di Jaques e Pierre Curie dell'effetto piezoelettrico. Esso consiste nell'indurre una deformazione meccanica periodica di un cristallo di quarzo attraverso una tensione elettrica. Una tensione alternata di opportuna frequenza su di un materiale idoneo induce pertanto una vibrazione meccanica capace di propagarsi come un'onda acustica di frequenza tipica (nella banda ultrasonora) attraverso l'aria ed i differenti materiali, con velocità caratteristiche, ma non nel vuoto.

Le prime applicazioni degli ultrasuoni sono state di tipo militare. Il SONAR (*SOund Navigation And Ranging*) è stato sviluppato dalla marina tra le due Guerre Mondiali e montato sulle navi per l'individuazione di sottomarini o su questi ultimi per l'individuazione di ostacoli, naturali o artificiali (mine), durante la navigazione in profondità. Il suo funzionamento è basato sulla emissione di ultrasuoni e nella successiva rilevazione di eventuali echi provenienti da superfici presenti in mare.

Negli anni '30 del Novecento gli ultrasuoni iniziarono ad essere utilizzati per la prima volta in campo medico con lo scopo di ottenere immagini del-

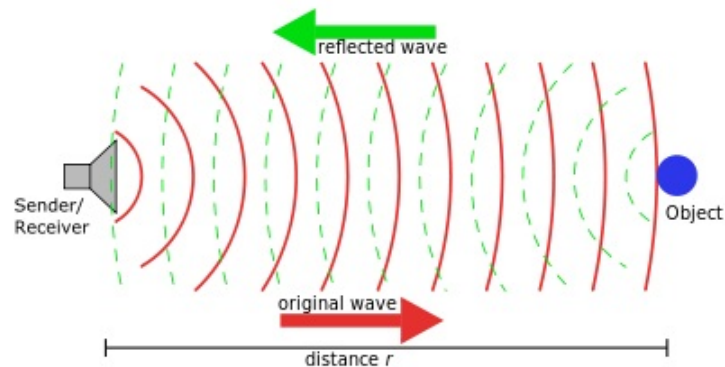


FIGURA 2.1: Principio dell'ecolocalizzazione.

l'interno del corpo umano. Tra i primi, Karl T. Dussik, un medico austriaco, che li impiegò per condurre studi del cervello. Successivamente la loro applicazione si espanse in ambito ostetrico-ginecologico e in cardiologia negli anni '60.

L'innovazione che cambiò radicalmente la pratica dell'esame con ultrasuoni fu l'avvento di apparecchi real-time come il "B-scanner veloce", costruito nel 1965, che permetteva di visualizzare un'immagine composta da 120 righe.

Ulteriormente alla diagnostica per immagini sono in sviluppo anche applicazioni terapeutiche degli ultrasuoni. Alcuni esempi sono sistemi di *drug delivery*, che permettono il rilascio controllato di farmaci all'interno dell'organismo, e di *high intensity focused ultrasound* (HIFU), che si occupano di rimozione di regioni molto circoscritte di tessuti biologici.

Periodo	Sviluppo delle immagini tramite ultrasuoni
Pre WWII	Studio degli echi
1930	Prima immagine del cervello
1950	A mode, M mode, ultrasuoni Doppler, scansioni composte, ultrasuoni in ginecologia
1960	Scanner meccanico in tempo reale, ecoencefalografia, ecocardiografia
1970	Scala di grigi, linear and phased arrays
1980	Color flow imaging

*Continua nella prossima pagina*

*Continua dalla pagina precedente*

Periodo	Sviluppo delle immagini tramite ultrasuoni
1990	Sistemi digitali, immagini in 3D
2000	3D in tempo reale

TABELLA 2.1: Cronologia dello sviluppo della tecnica degli ultrasuoni.

## 2.2 L'ecografo

Il funzionamento degli ecografi si basa sull'emissione di impulsi di ultrasuoni e sulla successiva rilevazione degli echi dovuti alla loro riflessione, originata da tessuti che separano mezzi a diversa impedenza acustica.

Un sistema per ecografia comprende un generatore di segnale elettrico in grado di pilotare la sonda (o trasduttore) che emette gli ultrasuoni ed è utilizzata anche per ricevere gli echi. Quest'ultima è costituita da uno o più cristalli piezoelettrici, i quali presentano una struttura microscopica non simmetrica che permette loro di generare una tensione elettrica in conseguenza di uno stimolo meccanico esterno (Fig. 2.2B) e, viceversa, di modificare la loro forma in presenza di una tensione elettrica (Fig. 2.2C) provocando così, nel mezzo esterno, vibrazioni (compressioni e rarefazioni) che danno origine agli ultrasuoni.

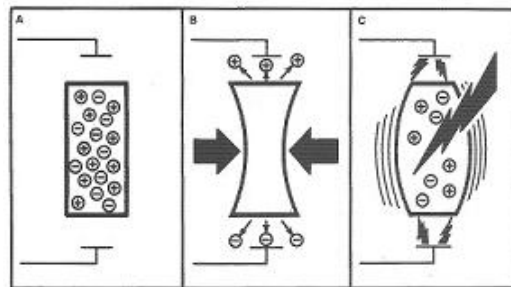


FIGURA 2.2: Cristallo con proprietà piezoelettriche.

I cristalli piezoelettrici possono funzionare in due differenti modalità: ad onda continua o ad impulsi. Nel primo caso si applica un segnale elettrico sinusoidale al cristallo, che genera un ultrasuono con la stessa frequenza del segnale. Nel secondo caso, l'ultrasuono è generato in conseguenza di un breve impulso di tensione di qualche microsecondo.

In base alla struttura, le sonde ecografiche si distinguono in:

- sonde monocristallo, composti da un unico cristallo piezoelettrico (usati prevalentemente per le applicazioni M-mode);
- sonde multicristallo, composti da più cristalli elettricamente indipendenti, la cui disposizione ne determina le applicazioni cliniche.

La regione in cui il fascio ultrasonoro presenta minore larghezza e maggiore intensità è detta *zona focale*. Assumendo questo punto come riferimento, il fascio si divide in due parti: la *zona di Fresnel* (campo vicino), situata prima della zona focale, in cui il fascio ha forma cilindrica e massima capacità di risoluzione laterale, e la *zona di Fraunhofer* (campo lontano), situata oltre la zona focale, in cui il fascio ha un percorso divergente e la risoluzione laterale degrada fortemente.

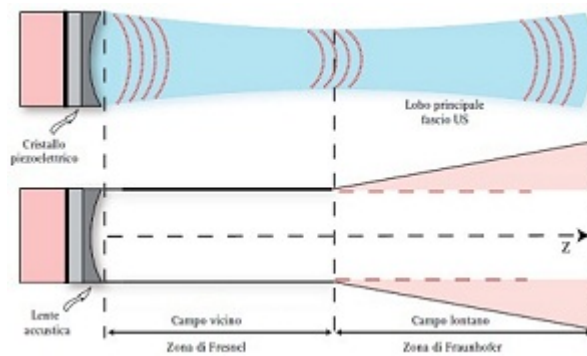


FIGURA 2.3: Forma del fascio ultrasonoro.

La *risoluzione spaziale* infatti è uno dei più importanti indici di qualità di un ecografo. Si distingue tra risoluzione *assiale* e *laterale*. La prima misura la capacità del sistema di distinguere oggetti posti lungo l'asse del fascio di ultrasuoni ed è pari circa al doppio della lunghezza d'onda. Con un trasduttore a 2 MHz si ha, quindi, una risoluzione assiale di circa 1,5 mm, considerando la velocità di propagazione degli ultrasuoni nei tessuti pari a 1540 m/s. La risoluzione laterale invece misura la capacità del sistema di distinguere oggetti posti perpendicolarmente all'asse del fascio ed è pari al diametro del fascio stesso. Con un trasduttore a 2 MHz è di circa 2-3 cm, cioè di un ordine di grandezza peggiore della risoluzione assiale.

Per migliorare la risoluzione spaziale del trasduttore, oltre a regolare il diametro dei cristalli e la frequenza degli ultrasuoni generati, si deve ridurre la naturale divergenza del fascio con la *focalizzazione*, che può essere ottenuta con diverse tecniche. Una prima, detta *focalizzazione meccanica* (Fig. 2.4A),

prevede o l'uso di cristalli piezoelettrici sagomati concavi o l'interposizione di lenti acustiche tra i cristalli e la superficie del trasduttore. Una seconda tecnica, detta di *focalizzazione elettronica* (Fig. 2.4B), prevede che i singoli cristalli che compongono il trasduttore vengano eccitati in tempi diversi grazie a un'opportuna regolazione dei ritardi tra i vari impulsi. In questo modo si ottiene un fronte d'onda complessivo che è dato dalla sovrapposizione dei fronti d'onda indipendenti generati da ogni cristallo. La focalizzazione elettronica è più versatile di quella meccanica poiché essa può essere variata senza agire sulla forma dei cristalli piezoelettrici.

Poiché la capacità di focalizzazione condiziona fortemente la qualità dell'immagine ecografica, nel corso degli anni la tecnologia ha sviluppato tecniche di costruzione sempre più complesse e sofisticate per raggiungere questo obiettivo.

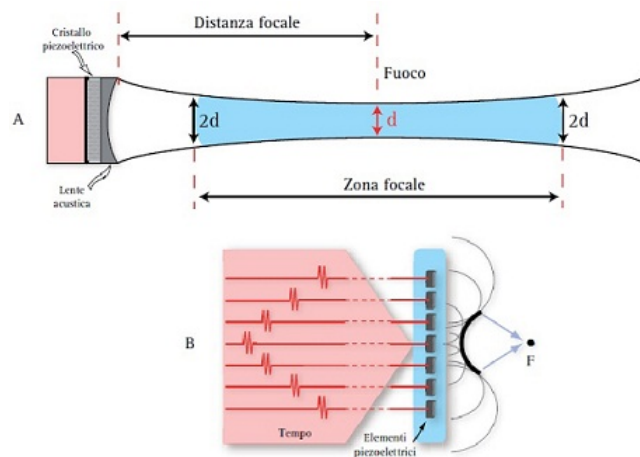


FIGURA 2.4: Focalizzazione meccanica (A) ed elettronica (B) del fascio ultrasonoro.

Gli ultrasuoni vengono quindi inviati dalla sonda e le informazioni ricevute dagli echi, dopo una opportuna amplificazione che serve a tenere conto dello spessore dei tessuti attraversati e quindi dell'attenuazione subita, sono visualizzate secondo diversi possibili formati:

- formato A-Mode (*Amplitude Mode*, modulazione di ampiezza): è un tipo di rappresentazione monodimensionale, cioè offre un'analisi in una sola dimensione. Gli echi vengono rappresentati come deflessioni della linea di base, ovvero come picchi la cui ampiezza corrisponde all'intensità dell'eco rilevato, mentre la distanza tra i picchi è proporzionale alla profondità delle interfacce che hanno generato l'eco. Essa dà informazioni sulla sola natura della struttura in esame (liquido o soli-

do). Attualmente viene utilizzata quasi esclusivamente in oculistica e in neurologia.

- formato B-Mode (*Brightness Mode*, modulazione di luminosità): la visualizzazione degli echi è sempre monodimensionale. Gli echi vengono rappresentati in sequenza lungo una linea a seconda della loro distanza dalla sorgente (determinata sulla base del ritardo con cui ritornano alla sonda); l'intensità, anziché con dei picchi, viene rappresentata in scala di grigi: il bianco corrisponde alla massima intensità mentre il nero all'assenza di echi. Le sfumature intermedie rappresentano i vari livelli di intensità compresi fra minimo e massimo. La serie di impulsi ricevuta da ogni singolo trasduttore viene quindi successivamente trasformata sul monitor in una linea di punti luminosi. Mediante il movimento di un singolo trasduttore (*sonde settoriali meccaniche*) o attraverso l'accoppiamento di più trasduttori (*sonde convex*) si genera un'immagine costituita da una serie di punti luminosi. Il risultato finale è la visualizzazione in scala di grigi di una sezione dell'organo in esame. Questa tecnica di visualizzazione è la modalità di visualizzazione degli echi più utilizzata in ecografia.
- formato M-mode (*Motion Mode*): è in concreto un B-mode in cui si hanno continui *refresh* della posizione dei vari echi che, però, nell'immagine risultante non vanno a sovrapporsi ai precedenti, ma si affiancano in successione l'uno all'altro comunicando così informazioni sulla motilità della parte indagata. Il principale limite di questa metodica è l'analisi delle varie strutture lungo una linea di scansione fissa. Per superare questo problema è stata sviluppata, nel formato B-mode, la tecnica bidimensionale. Il formato M-mode, che verrà approfondito nel capitolo successivo, è alla base del funzionamento degli ecocardiografi.

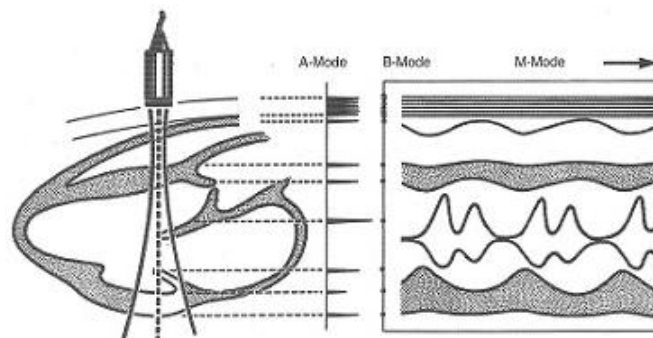


FIGURA 2.5: Principali formati di visualizzazione dell'immagine ecocardiografica.



## 2.3 L'ecocardiografo

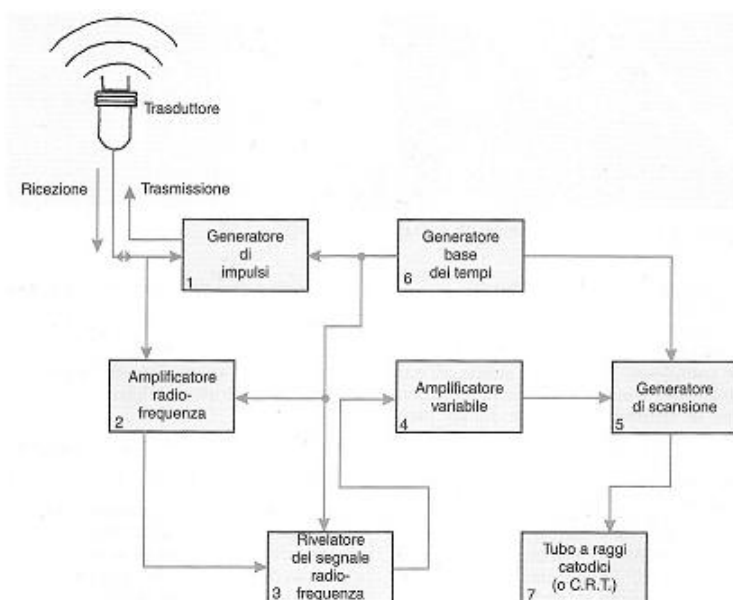


FIGURA 2.6: Schema a blocchi di un ecocardiografo.

La figura presenta in uno schema a blocchi i principali componenti (trasmissione, ricezione e visualizzazione) di un ecocardiografo.

La sonda trasmette gli impulsi ultrasonori prodotti da un generatore di impulsi (blocco 1) ad intervalli regolari. La stessa sonda, tra una trasmissione e l'altra, si dispone per ricevere gli echi riflessi delle strutture in esame, trasformandoli in impulsi elettrici. Questi ultimi sono segnali in radio frequenza (*R.F.*) di ampiezza molto bassa (da 20 a 1.000.000 di volte minore rispetto all'impulso originario) a causa dell'attenuazione che subisce l'eco di ritorno a causa dell'attraversamento di più strati di tessuti; tali impulsi elettrici, per poter essere visualizzati, devono essere amplificati (blocco 2). Il tipo di amplificazione effettuata prende il nome di *Time Gain Compensator*, il cui guadagno aumenta all'aumentare del tempo di ritorno dell'eco e quindi della profondità di formazione. In molti apparecchi ecografici, oltre alla regolazione automatica operata dalla macchina, è possibile regolare manualmente il *TGC* degli echi che ritornano alla sonda.

Il segnale *R.F.* prodotto dalla trasduzione degli echi di ritorno viene convertito in un segnale a bassa frequenza (blocco 3). Il procedimento viene eseguito utilizzando la componente positiva dell'involuppo del segnale ricevuto.

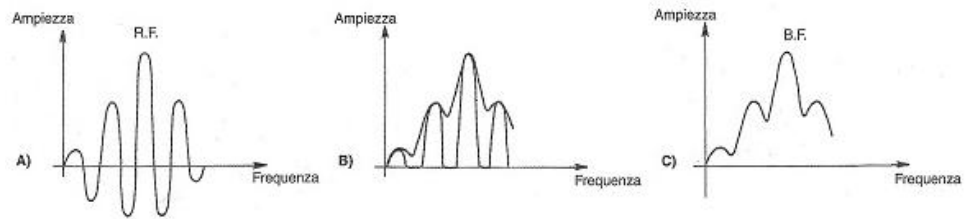


FIGURA 2.7: Conversione di un segnale in radiofrequenza (A) in un segnale a bassa frequenza (C).

Il segnale così ottenuto passa nuovamente ad un amplificatore (blocco 4) ed inviato al generatore di scansione (blocco 5), un convertitore analogico-digitale che digitalizza, memorizza e converte i dati man mano che la scansione procede. Il segnale di ingresso a tempo continuo infatti viene campionato ad intervalli definiti e trasformato in una forma numerica discreta, cioè digitalizzato. In seguito l'insieme numerico viene immagazzinato in un dispositivo di memoria costituito da 4, 6 o 8 celle che permettono di codificare rispettivamente l'intensità del segnale rispettivamente con 16 ( $2^4$ ), 64 ( $2^6$ ) o 256 ( $2^8$ ) livelli di grigio.

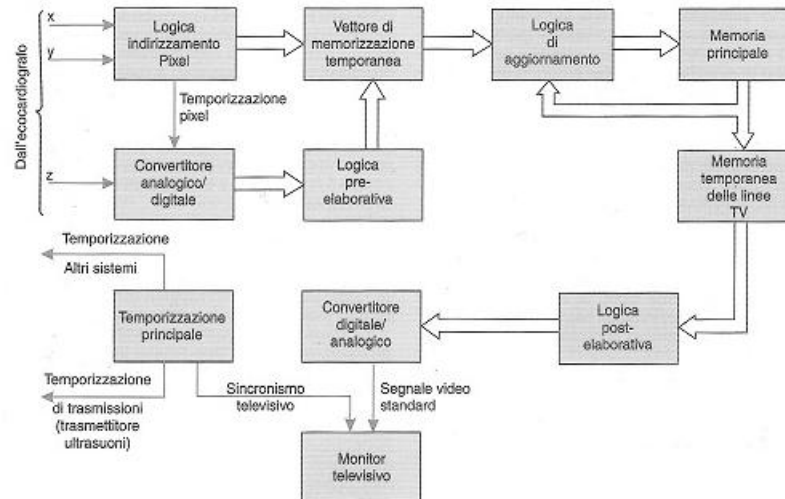


FIGURA 2.8: Schema a blocchi di un convertitore digitale di scansione.

Infine, il segnale viene inviato ad un monitor (tubo a raggi catodici, più recentemente sostituito da schermi LCD) (blocco 7) per essere visualizzato. Il generatore base dei tempi (blocco 6) coordina in modo costante nel tempo tutte le varie funzioni descritte in modo da ottenere sullo schermo le informazioni nel giusto ordine temporale di ricezione degli echi.

L'intero sistema può essere realizzato attraverso sistemi da laboratorio fissi, mobili (con possibilità di essere trasportati per mezzo di rotelle) o, più recentemente, attraverso sistemi portatili o miniaturizzati, che possono essere trasportati ovunque il cardiologo lo desideri durante l'attività quotidiana.

Qualsiasi ecocardiografo, sia convenzionale che portatile, per essere considerato un buono strumento deve possedere i seguenti requisiti:

<b>Indispensabili</b>	<b>Raccomandabili</b>	<b>Opzionali</b>
M-mode	Seconda armonica	Anatomical M-mode
Bidimensionale	Elevato <i>frame rate</i> ( $> 150$ Hz)	Automatic Border Detection
Doppler pulsato		Caratterizzazione tessutale
Doppler continuo		3D
Color-Doppler		

TABELLA 2.2: Requisiti di un ecocardiografo.

I requisiti sopra citati, in particolar modo quelli opzionali, sono da anni studiati e messi a punto per agevolare le operazioni di diagnostica e di misurazione delle strutture cardiache. Purtroppo, a tutt'oggi, nonostante il miglioramento degli algoritmi matematici, tali tecnologie non sono ancora perfezionate e quindi non rappresentano un costante ausilio clinico nell'attività di routine, soprattutto quando le immagini non sono di qualità adeguata.



# Capitolo 3

## Ecocardiografia M-mode

### 3.1 Orientamento e riconoscimento delle immagini

Per avvicinarsi all'esame ecocardiografico è necessario conoscere la fisica degli ultrasuoni, le caratteristiche dell'apparecchiatura utilizzata, l'anatomia tridimensionale del cuore, la fisiopatologia delle principali patologie cardiovascolari, la standardizzazione e l'orientamento dei piani ecocardiografici e la sede delle finestre ecocardiografiche.

È inoltre fondamentale comprendere che l'orientamento spaziale delle strutture cardiache è una caratteristica individuale.

Per questo, subito dopo aver appoggiato la sonda sul torace del paziente, si deve guardare il monitor alla ricerca dei *markers* anatomici interni che consentono di orientare il piano topografico in modo corretto, senza continuare a guardare il torace del paziente alla ricerca del piano giusto di scansione.

È importante ricordare che il cuore si trova all'interno del torace per lo più coperto dai polmoni che, contenendo aria, ostacolano la trasmissione degli ultrasuoni. Pertanto è necessario reperire alcuni punti, o finestre acustiche, attraverso i quali gli ultrasuoni possano penetrare e raggiungere il cuore senza l'interferenza dei polmoni.

Queste finestre, o tecniche di approccio, sono essenzialmente quattro e comprendono:

- l'approccio *parasternale*, che rappresenta di solito il punto di partenza per ogni esame ecocardiografico perché permette di identificare facilmente la mitrale e l'aorta, da cui si può risalire alle altre strutture cardiache;

- l'approccio *apicale*, che è il più facile da ottenere perché la finestra ultrasonora è in genere più ampia;
- l'approccio *sottocostale*, impiegato principalmente per la valutazione dei pazienti con problemi di finestra acustica (ad esempio obesi o con malformazioni toraciche);
- l'approccio *soprasternale*, che viene utilizzato per lo studio dei grossi vasi, anche se non sempre fornisce immagini di qualità ottimale.

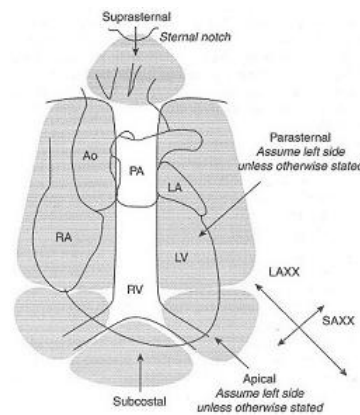


FIGURA 3.1: Finestre acustiche nel torace.

L'esame ecocardiografico va condotto esplorando le strutture cardiache utilizzando sistematicamente tutte queste finestre o approcci, in modo da sfruttare al massimo le potenzialità dell'esame stesso e raggiungere la completezza delle informazioni.

Teoricamente l'esame ecocardiografico può fornire un numero illimitato di sezioni e d'immagini.

Come già sottolineato in precedenza, è fondamentale standardizzare i piani di scansioni e le immagini ottenute, in modo tale che i vari laboratori ecocardiografici possano parlare un linguaggio comune, aumentando enormemente le potenzialità di scambio e di dialogo all'interno della comunità scientifica.

Ciascuna sezione ecocardiografica viene classificata in base all'approccio secondo la quale è stata eseguita (parasternale, apicale, ecc.), ed è ulteriormente distinta a seconda del suo orientamento spaziale e delle strutture che in essa si registrano.

L'orientamento spaziale di ciascuna sezione viene pertanto individuato dal piano secondo cui il fascio ultrasonoro attraversa il cuore. Per convenzione si riconoscono tre piani tra loro ortogonali, definiti come:

- *piano longitudinale*, che attraversa il cuore perpendicolarmente alla superficie dorsale e ventrale del corpo e parallelamente all'asse longitudinale del cuore stesso;
- *piano trasversale*, che è perpendicolare al precedente e parallelo all'asse trasversale del cuore;
- *piano quattro camere*, che attraversa in cuore in direzione grosso modo parallela alle superfici ventrale e dorsale del corpo.

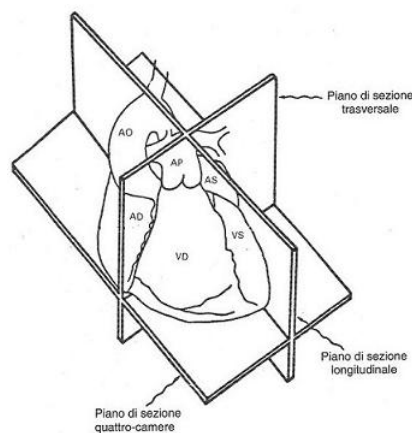


FIGURA 3.2: Piani utilizzati per la visualizzazione del cuore.

Esistono poi piani intermedi (*off-axis*), che vengono di volta in volta ottenuti a seconda delle esigenze del singolo esame.

Un elemento fondamentale nella corretta esecuzione di un esame ecocardiografico consiste nel riconoscimento delle strutture esaminate e nella registrazione di immagini ottenute secondo piani correttamente definiti. Quest'ultimo punto è essenziale in quanto da esso dipendono l'affidabilità delle dimensioni rilevate, la corretta interpretazione della cinetica, ed in generale della riproducibilità dei dati ottenuti.

## 3.2 La tecnica M-mode

L'ecocardiografia ha esordito negli anni '50 proprio con la tecnica M-mode, introdotta dagli svedesi Edler e Hertz come tecnica indipendente (*stand-alone*), che ha mantenuto un ruolo preminente nell'ambito degli ultrasuoni applicati alla Cardiologia per molti anni. Successivamente l'introduzione del bidimensionale, che mette a disposizione un elevato *frame rate*

(numero di immagini per secondo), e poi del Doppler e del Color, ha determinato un progressivo miglioramento delle immagini ed il ruolo dell'M-mode è stato notevolmente ridimensionato.

Per contro, pur se tale tecnica non manca di limitazioni, essa va tutt'ora considerata come parte integrante di un esame ecocardiografico completo, alla luce di alcune sue caratteristiche che permettono l'acquisizione di informazioni importanti, non altrimenti ottenibili.

I recenti progressi tecnologici nell'acquisizione e nel trattamento dei segnali ultrasonori hanno aperto nuove possibilità di analisi delle immagini ecografiche, e hanno reso possibile l'applicazione dello studio M-mode a qualunque struttura del cuore, in tutte le direzioni dello spazio, perfino lungo linee curve e su immagini ecocardiografiche di ogni tipo, ampliando pertanto notevolmente le potenzialità informative dell'esame M-mode in ambito sia clinico che di ricerca. Negli ultimi anni, inoltre, anche altre tecniche di *imaging*, come la risonanza magnetica nucleare, sono state modificate per consentire l'analisi M-mode, il che sottolinea l'interesse verso questo tipo di approccio per la valutazione della funzione cardiaca. Non è dunque inattuale una trattazione dell'ecocardiografia M-mode.

La tecnica M-mode viene ormai utilizzata prevalentemente per la valutazione delle dimensioni lineari delle strutture cardiache.

Contemporaneamente al tracciato M-mode viene sempre visualizzato il segnale elettrocardiografico di riferimento, come per le altre metodiche eco. Abitualmente si ricorre sempre alla stessa derivazione, purché essa fornisca una traccia elettrocardiografica appropriata, cioè più stabile possibile, allo scopo di ridurre al minimo la variabilità negli esami in serie su uno stesso paziente.

#### L'ELETTROCARDIOGRAMMA (ECG)

Il cuore è costituito da una pompa a quattro camere dedicata al sistema circolatorio. La funzione principale di pompa è esercitata dai ventricoli. Gli atri sono sostanzialmente anticamera in cui immagazzinare il sangue durante i periodi in cui i ventricoli stanno esercitando la loro funzione di pompa. La fase di riposo o di riempimento del ciclo cardiaco è detta *diastole*, mentre la fase di contrazione è detta *sistole*.

La contrazione regolare e ritmica degli atri e dei ventricoli è preceduta da una serie di attività elettriche ben coordinate che avvengono nel cuore. Essa è legata alla formazione di potenziali elettrici, che sono generati da gruppi di specifiche cellule (*pacemaker*) nel nodo seno-atriale. Questi potenziali d'azione si propagano lungo il muscolo cardiaco, prima alle cellule degli atri e



poi a quelle dei ventricoli, causando un particolare pattern di eccitazione e contrazione. I potenziali, nonostante siano di piccola entità, non restano confinati all'interno del cuore, ma a causa della conduttività dei tessuti che lo circondano sono presenti anche sulla superficie esterna del corpo e possono essere rilevati sulla cute.

Il cuore è costituito da diversi tipi di tessuti, e le cellule che li compongono sono differenti anche dal punto di vista anatomico. Nonostante ciò queste cellule sono tutte elettricamente eccitabili e ciascun tipo di cellula manifesta caratteristiche proprie per quanto riguarda il potenziale d'azione.

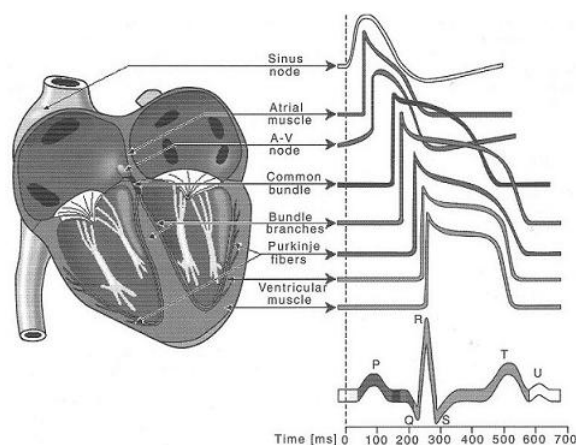


FIGURA 3.3: Rappresentazione dell'attività elettrica in varie regioni del cuore. L'onda caratteristica dell'ECG (in basso a dx) è risultato della sovrapposizione dei vari potenziali d'azione.

I potenziali sono rilevati in posizioni determinate, dette *derivazioni* (o *leads*), universalmente accettate al fine di poter disporre di tracciati confrontabili. Le derivazioni sono dodici e si dividono in: 3 unipolari periferiche, 3 bipolari periferiche (I, II, III), 6 unipolari precordiali (nel torace).

La presenza di un tracciato elettrocardiografico sull'immagine in formato M-mode è quindi un importante riferimento per le misurazioni che verranno poi effettuate. Infatti permette di capire se le varie strutture (come ad esempio le valvole o le pareti cardiache) hanno un movimento corrispondente a quello teorico rispetto al punto del ciclo cardiaco preso in esame.

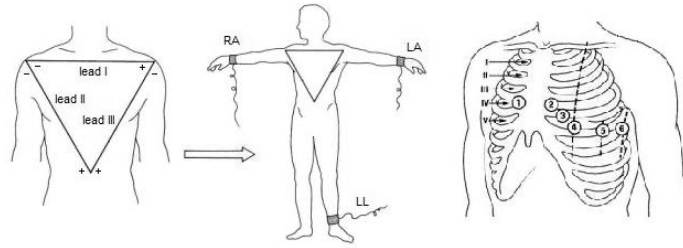


FIGURA 3.4: Le derivazioni per l'elettrocardiogramma.

### 3.2.1 Formazione dell'immagine

L'ecocardiografia M-mode utilizza le riflessioni del segnale ultrasonoro emesso lungo una sola linea di interrogazione. Poiché la frequenza di ripetizione degli impulsi ultrasonori (PRF, *Pulse Repetition Frequency*) è di 200-1000 Hz (a seconda del tipo di ecocardiografo), questa tecnica è caratterizzata da una risoluzione temporale molto elevata (1-5 ms) e ciò la rende particolarmente adatta allo studio delle strutture in movimento (M-mode = *motion-mode*).

Sullo schermo dell'ecocardiografo l'immagine M-mode è formata giustappo-ponendo una fianco all'altra le riflessioni del segnale ultrasonoro ricevute nel tempo, che in base alla loro intensità vanno a modulare in luminosità il segnale video rappresentato sul monitor; gli spazi fra le varie riflessioni sono poi riempiti mediante un processo di interpolazione in modo da risolvere ogni soluzione di continuità.

Il tracciato viene visualizzato normalmente su una linea disposta sull'asse verticale del monitor, che scorre a velocità costante nel tempo mantenendosi parallela a se stessa; ciò permette, nel caso gli ultrasuoni siano riflessi da organi in movimento, di seguire l'evolversi nel tempo della loro posizione spaziale.

L'immagine monodimensionale così ottenuta contiene quindi due tipi di informazioni: una temporale, rappresentata in ascissa, e l'altra spaziale, rappresentata in ordinata, che esprime la profondità del fascio ultrasonoro lungo le strutture da esso attraversate. La parola "monodimensionale" sottolinea proprio il fatto che nell'immagine M-mode, a differenza di quella bidimensionale, vi è una sola dimensione spaziale. Come descritto poco sopra, nei moderni ecocardiografi il fascio ultrasonoro M-mode è orientato sulla guida dell'immagine bidimensionale, ma le due immagini sono ottenute in modo indipendente. La qualità dell'immagine M-mode, pertanto, non dipende da quella dell'immagine bidimensionale, ma direttamente dalle caratteristiche acustiche dei tessuti esaminati e dalla PRF.

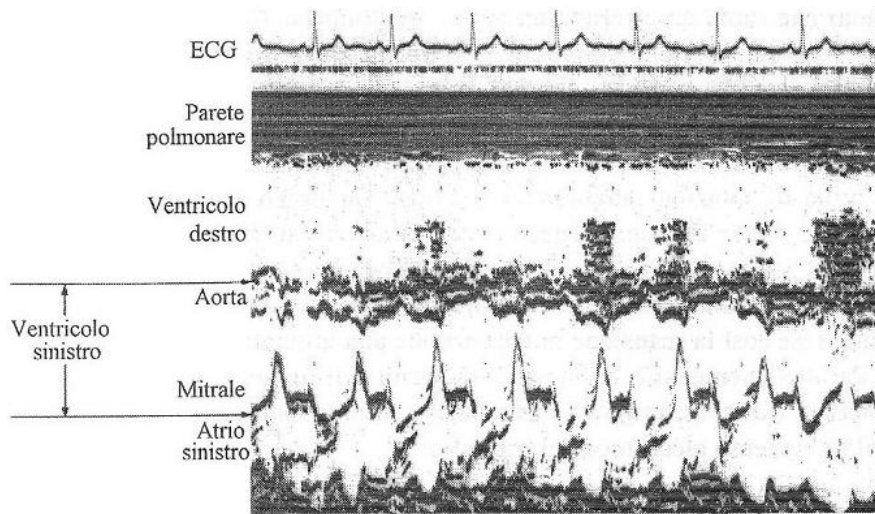


FIGURA 3.5: Esempio di immagine M-mode.

### 3.2.2 Limiti

Innanzitutto, poiché la tecnica M-mode è effettivamente real-time ed è indipendente dalle immagini bidimensionali, una volta che l'immagine M-mode sia stata formata non può più essere modificata. Pertanto, eventuali errori o inaccurately durante la fase di acquisizione non possono essere corretti ma è necessario ripetere l'acquisizione stessa.

In secondo luogo, il movimento del fascio ultrasonoro M-mode convenzionale è limitato solo a inclinazioni intorno alla posizione del trasduttore sul torace e ciò non sempre consente di ottenere l'angolazione desiderata con la struttura cardiaca in esame.

Il terzo limite è nel fatto che, a causa dei movimenti sistolici di accorciamento e traslazione del cuore, la relazione spaziale fra il fascio ultrasonoro M-mode (mantenuto fisso) e le diverse strutture cardiache (che invece si spostano) varia nel tempo. La fissità del fascio ultrasonoro impedisce il cosiddetto *tracking*, che consiste nell'aggiornare nel tempo la posizione della linea M-mode in modo da "seguire" il movimento sistolico e diastolico della struttura in esame.

Un'altra limitazione della tecnica M-mode è legata alla sua mancanza di risoluzione laterale per cui, prima dell'introduzione della modalità derivata dal bidimensionale, non era inusuale ottenere informazioni fuori dall'asse di scansione e quindi non affidabili; ma attualmente, con la tecnica guidata dal bidimensionale, questa limitazione è ampiamente superata.

Infine, la tecnica M-mode convenzionale utilizza una sola linea di interrogazione, per cui non è possibile valutare simultaneamente, ma solo in tempi

diversi, il comportamento di strutture cardiache che non si trovano lungo la direzione del fascio ultrasonoro.

---

### Vantaggi

---

Elevata risoluzione assiale e temporale  
 Più intervalli di tempo valutabili in una sola immagine  
 Più cicli cardiaci valutabili in una sola immagine  
 Misure facilitate dalla ripetitività dei fenomeni  
 Immediato confronto fra tracce M-mode e tracce fisiologiche  
 (es. ECG) con elevata precisione temporale

---

### Limiti

---

Solo in tempo reale  
 Solo lungo la direzione del fascio ultrasonoro  
 Una sola linea M-mode per volta  
 Non possibile il *tracking* della struttura in esame  
 Mancanza di risoluzione laterale

---

TABELLA 3.1: Vantaggi e limiti della tecnica M-mode.

### 3.2.3 Color M-mode Doppler

Questa tecnica è disponibile in quasi tutte le apparecchiature oggi sul mercato e consiste nella visualizzazione del colore su un formato di tipo M-mode.

Essa utilizza impulsi Doppler lungo una singola linea di interrogazione, come la tecnica M-mode. Nel Color M-mode Doppler viene registrata la velocità di spostamento del flusso sanguigno che determina la codifica dei colori che vengono poi sovrapposti all'immagine M-mode.

Il grande vantaggio di questa metodica consiste nella possibilità di riconoscimento della direzione, della tempistica e dell'intensità di un flusso. Inoltre anche questa tecnica, come l'M-mode, possiede un'elevata capacità di campionamento, benché buona parte del segnale di ritorno venga utilizzato per la codifica dei colori. Questi infatti vengono utilizzati per stabilire la direzione del flusso sanguigno, che per convenzione accettata da tutti i costruttori è indicata utilizzando i due colori primari, il rosso e il blu, facilmente distinguibili sul fondo nero dello schermo. Il rosso indica i flussi in avvicinamento rispetto al trasduttore, il blu quelli in allontanamento.

La possibilità di ottenere una buona definizione temporale dei flussi esaminati, può risultare di fondamentale importanza in alcuni settori della patologia cardiovascolare ed in particolare nel campo delle cardiopatie congenite.

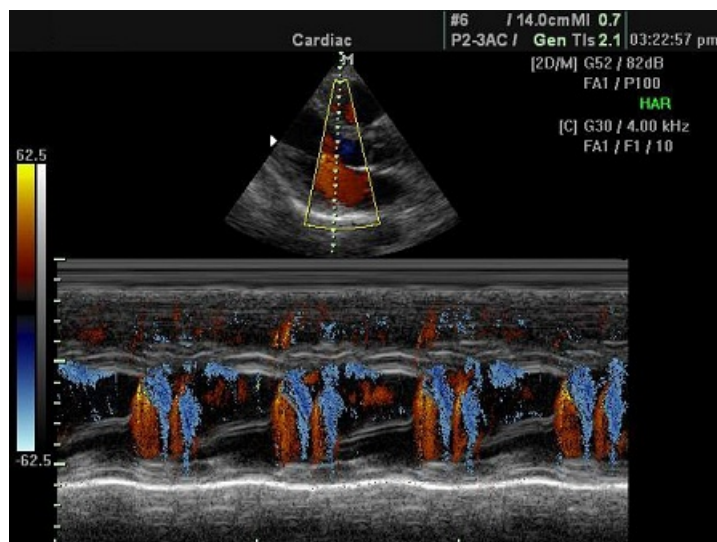


FIGURA 3.6: Immagine Color M-mode Doppler della valvola mitrale.

### 3.3 M-mode ricostruito

L'M-mode ricostruito è una nuova tecnica di *imaging* che permette la ricostruzione del formato M-mode di qualsiasi struttura cardiaca a partire da immagini bidimensionali di varia origine (ecografiche, ecocontrastografiche, Color Doppler, Power Doppler, Doppler tessutale), consentendo di superare i limiti del metodo M-mode e di sfruttare fino in fondo l'utilità del formato monodimensionale in applicazioni diagnostiche e fisiopatologiche.

La ricostruzione M-mode, non utilizzando linee di interrogazione ultrasonora come l'M-mode convenzionale, è una tecnica indipendente di elaborazione (*post-processing*) delle immagini bidimensionali che comprende invece una serie di metodiche simili all'M-mode proposte nel corso degli ultimi anni da autori diversi e indicate anche con nomi differenti.

L'M-mode ricostruito può essere utile in alcune situazioni cliniche e può agevolare l'esame ecocardiografico, per consentire analisi corrette e facili da eseguire, in qualsiasi momento, sia *on-line* (cioè in tempo reale, durante la scansione bidimensionale al letto del paziente), sia *off-line*, analizzando brevi sequenze (*cine-loop*) bidimensionali digitali precedentemente acqui-

site o immagini videoregistrate (tale analisi richiede in genere programmi computerizzati ma, in alcuni casi, si può utilizzare lo stesso ecocardiografo).

I principali vantaggi delle tecniche di ricostruzione M-mode (alcuni dei quali saranno descritti dettagliatamente più avanti) sono riportati nella Tabella 3.2.

Vantaggi
Sia <i>on-line</i> (tempo reale) sia <i>off-line</i>
Linea M-mode liberamente orientabile
Più linee M-mode simultaneamente
<i>Tracking</i> della struttura in esame

TABELLA 3.2: Vantaggi della tecnica M-mode ricostruito.

### 3.3.1 Formazione dell'immagine

L'immagine M-mode viene costruita a partire da una linea (che nella Fig. 3.7 è a punti) posizionata su un'immagine bidimensionale iniziale. Questa linea origina all'apice del settore, attraversa l'immagine, e può essere spostata nel piano di scansione, in modo che il raggio ultrasonoro possa essere posizionato perpendicolarmente alla cavità che si sta studiando. Così facendo, il tessuto rifletterà il fascio di ultrasuoni con un angolo uguale a quello incidente e l'eco arriverà interamente alla sonda senza disperdersi.

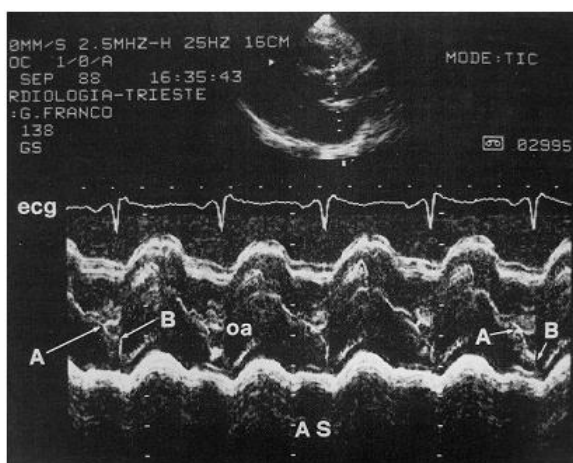


FIGURA 3.7: Esame M-mode (in basso) derivato da una linea della sezione bidimensionale (in alto).

In questo modo si può facilmente riconoscere la posizione dalla quale viene derivato il tracciato M-mode, ed i dati ottenuti diventano più affidabili e riproducibili rispetto a quelli ricavati in passato mediante l'utilizzo della sonda "cieca".

La sonda invia gli impulsi ultrasonori ad intervalli regolari sempre lungo la linea di scansione rappresentata nell'immagine bidimensionale. Il risultato della scansione, ovvero una proiezione dei tessuti attraversati in profondità dagli ultrasuoni, viene posizionata di volta in volta verticalmente accanto alla precedente: si tratta pertanto di una "ricostruzione" M-mode del movimento della sezione in esame, partendo da un'immagine bidimensionale e visualizzandola in formato monodimensionale.

Si ottiene quindi un tracciato che riporta in ascissa il tempo e in ordinata la profondità.

La tecnica M-mode è nota anche con i termini "*omnidirezionale*", "*panoramica*" e "*unlinked*" per la sua caratteristica di poter orientare la linea di scansione in qualunque direzione (vedi Fig. 3.8).

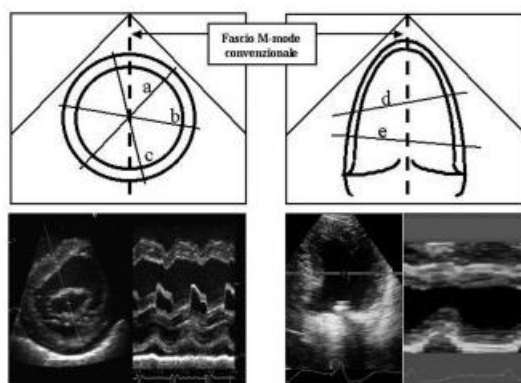


FIGURA 3.8: Libero orientamento della linea di analisi M-mode.

Tutte le tecniche di ricostruzione M-mode consentono l'uso di più linee di analisi fra di loro indipendenti, le quali possono anche avere dei pixel in comune.

Il principale vantaggio dell'approccio a più linee è la valutazione simultanea di diverse strutture cardiache (ad esempio dei sei segmenti ventricolari standard nelle sezioni parasternali asse corto, come si vede in Fig. 3.9).

Le tracce rappresentate in simultanea mantengono in comune lo stesso elettrocardiogramma: in questo modo sono facilitati i confronti tra le tracce stesse, sia in termini di spazio che di tempo.

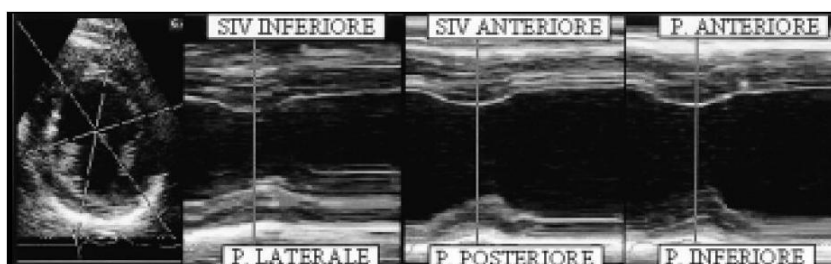


FIGURA 3.9: Analisi a più linee dell'M-mode ricostruito.

### 3.3.2 Risoluzione temporale

Mentre l'ecocardiografia M-mode convenzionale è caratterizzata, come si è detto, da un'elevata risoluzione temporale (1-5 ms per campione ovvero 200-1000 interrogazioni/s), la risoluzione temporale della ricostruzione M-mode dipende da quella delle immagini bidimensionali di partenza. Questa, a sua volta, dipende dalla fonte delle immagini: videoregistratore, ecocardiografo convenzionale o digitale. Se si usa la videocassetta come fonte di immagini, il *frame rate* è basso: 25 o 30 Hz a seconda dello standard televisivo (PAL o NTSC). Se si usa un ecocardiografo convenzionale, il *frame rate* del bidimensionale può giungere fino a 50-60 Hz. Se si utilizza un ecocardiografo digitale, la risoluzione temporale è molto alta in qualunque modalità di *imaging* (bidimensionale, color Doppler, Doppler tessutale), e pertanto l'immagine M-mode ricostruita può avere una risoluzione temporale vicina a quella dell'ecocardiografia M-mode convenzionale.

Va tenuto presente che maggiore è la risoluzione temporale, migliore è la qualità dell'immagine M-mode ricostruita poiché l'interpolazione utilizzata fra i dati campionati è minore.

	Frame rate (Hz)	Risoluzione temporale (ms)
Segnale video	25-30	30-40
Ecografo standard	massimo 50-60	minimo 17-20
Ecografo digitale	> 60	< 17

TABELLA 3.3: Risoluzione temporale dell'M-mode ricostruito.



### 3.3.3 Fattori strumentali che determinano la qualità dell'immagine

Le misure effettuate sulle immagini M-mode ricostruite possono essere falsate a causa della distorsione dell'immagine bidimensionale se la linea di analisi devia dalla direzione effettiva del fascio ultrasonoro di più di  $60^\circ$  e la profondità di analisi è superiore a 15 cm. In queste condizioni la risoluzione laterale dell'immagine bidimensionale influenza in modo significativo la ricostruzione M-mode, facendo apparire più larghe o più alte le singole strutture, oppure provocando errori nella misurazione, ad esempio, del diametro o della lunghezza dei vasi sanguigni.

La situazione estrema si ha quando la linea di analisi M-mode è perpendicolare alla direzione del fascio ultrasonoro: in questo caso la risoluzione assiale dell'immagine M-mode ricostruita è in realtà la risoluzione laterale del trasduttore.

L'effetto negativo dei fattori sopracitati (angolo e profondità) può essere ridotto con l'impiego di mezzi di contrasto e con la tecnica dell'*imaging* armonico.

L'utilizzo dei mezzi di contrasto consiste nell'iniezione, prima dell'esame, di microbolle gassose stabilizzate (di diametro non superiore ai  $6 \mu\text{m}$ ), che se colpite dagli ultrasuoni si rompono o oscillano producendo un aumento delle interfacce di riflessione del fascio ultrasonoro all'interno del vaso rispetto ai tessuti circostanti e, quindi, un'amplificazione del segnale di ritorno.

Dall'interazione del fascio ultrasonoro con i tessuti e/o con le microbolle del mezzo di contrasto si generano componenti lineari e non lineari dell'eco riflessa. Le componenti lineari corrispondono alla frequenza fondamentale degli ultrasuoni emessi dal trasduttore, mentre le componenti non lineari sono multiple di un fattore 2, 3 o più della frequenza di trasmissione (II, III armonica). L'*imaging* armonico si basa sulle componenti non lineari dell'eco riflessa, riducendone l'intensità e di conseguenza la dispersione laterale del fascio ultrasonoro di ritorno.

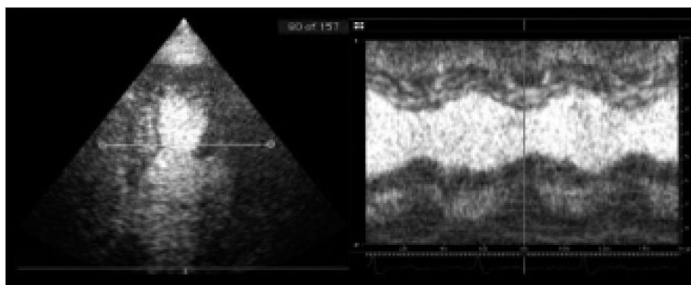


FIGURA 3.10: Esempio di ricostruzione M-mode di un'immagine ecocontrastografica.

La qualità dell'immagine M-mode ricostruita dipende quindi dalla combinazione di almeno tre fattori: la qualità delle immagini bidimensionali di partenza, il frame rate e l'inclinazione della linea di analisi. Questi tre fattori vanno ottimizzati nel singolo paziente in relazione alla struttura da esaminare. Ciò costituisce un'importante differenza rispetto alla tecnica M-mode convenzionale, che risente invece di altri fattori.

<b>M-mode convenzionale</b>	<b>M-mode ricostruito</b>
Caratteristiche acustiche del tessuto	Qualità dell'immagine bidimensionale
Frequenza di interrogazione	<i>Frame rate</i> bidimensionale
	Inclinazione della linea di analisi

TABELLA 3.4: Fattori che determinano la qualità dell'immagine M-mode.

### 3.3.4 M-mode curvilineo

Questa tecnica consente di ottenere immagini M-mode di strutture non rettilinee grazie alla possibilità di tracciare linee di analisi M-mode curve, che sono poi ricostruite nel tempo allo stesso modo delle linee di analisi rette.

Un esempio immagine che si ottiene operando in questo modo è mostrata nella Fig. 3.11, che rappresenta la parete del ventricolo sinistro ottenuta tracciando una linea M-mode curva partendo da immagini Color Doppler tessutale.

Questo tipo di rappresentazione M-mode facilita il confronto fra i diversi segmenti miocardici perché mostra a colori le velocità di tutti i punti ventricolari permettendo di studiarne la tempistica dei movimenti.

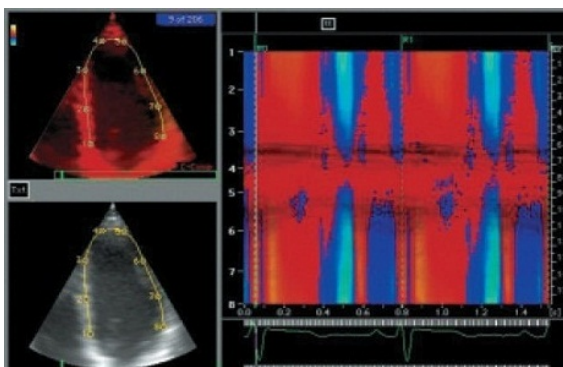


FIGURA 3.11: Ricostruzione della parete del ventricolo sx utilizzando l'M-mode curvilineo.

### 3.3.5 Tracking

Questa funzione consente di aggiornare la posizione della linea M-mode all'interno di immagini bidimensionali consecutive: pertanto, ogni struttura che si sposta durante il ciclo cardiaco può essere effettivamente seguita (*tracked*) da un corrispondente spostamento della linea di analisi M-mode (Fig. 3.12).

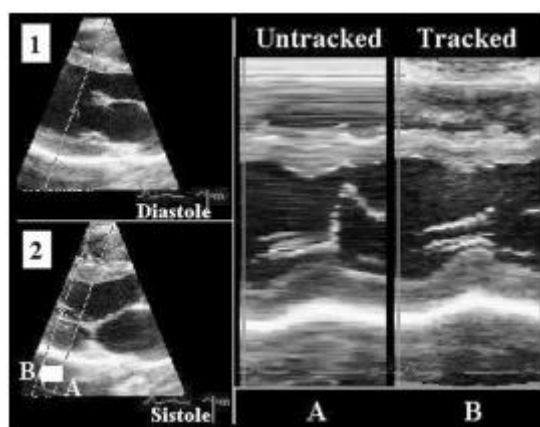


FIGURA 3.12: Effetto del tracking sulla ricostruzione M-mode delle pareti del ventricolo sinistro nella sezione parasternale asse lungo.

## 3.4 Applicazioni nella diagnostica medica

La tecnica M-mode viene utilizzata sostanzialmente per la valutazione delle dimensioni lineari delle strutture cardiache (diametri, spessori, ecc.); essa può essere inoltre utilizzata anche per la valutazione di fini movimenti (*fluttering* mitralico, corde tendinee rotte, vegetazioni, ecc.) o di eventi di breve durata, che sono al di là della capacità di risoluzione della tecnica bidimensionale.

Infatti la caratteristica più importante della tecnica M-mode è l'elevata velocità di campionamento, che consente quindi di valutare l'andamento nel tempo degli eventi cardiaci, anche se di breve durata.

La presentazione grafica del tracciato sostanzialmente molto semplice, lo rende facilmente e rapidamente interpretabile, in particolare dopo l'introduzione della tecnica ricostruita. La ricostruzione M-mode infatti migliora l'accuratezza e la riproducibilità delle misure lineari delle camere cardiache (in particolare, il diametro della cavità ventricolare destra e sinistra, il diametro antero-posteriore della radice aortica e quello dell'atrio sinistro) in

confronto alla tecnica M-mode convenzionale. Anche i parametri calcolati a partire dalle misure lineari risultano più precisi utilizzando la ricostruzione M-mode rispetto all'ecocardiografia M-mode convenzionale. Ciò è dovuto al corretto allineamento della linea M-mode con il vero asse corto delle camere esaminate (ventricoli, atrio, aorta) nella sezione parasternale asse lungo; questa correzione "anatomica" determina anche il nome di una delle tecniche di ricostruzione M-mode (*anatomical M-mode*).

In genere il tracciato M-mode viene ottenuto a partire da una sezione bidimensionale parasternale trasversale o longitudinale del ventricolo sinistro.

La prima struttura visualizzata è di solito il ventricolo destro, ma vista la variabilità morfologica di questa struttura, le misurazioni ottenibili sono solo un'approssimazione delle reali dimensioni del ventricolo.

Quando la finestra parasternale non risulta ottimale, può essere utilizzata quella sottocostale. Anche se in questo approccio il fascio ultrasonoro attraversa il ventricolo sinistro da una posizione diversa, le misurazioni ottenibili correlano con quelle parasternali, tranne che in caso di estese alterazioni della cinetica delle strutture cardiache.

Queste misure tuttavia sono caratterizzate da una maggiore variabilità, forse per la maggiore difficoltà di ottenere un allineamento del fascio ultrasonoro che sia veramente perpendicolare al ventricolo stesso.

Altri approcci (apicale, soprasternale), sono utilizzati solo in casi molto limitati.

L'esame M-mode comprende in genere la valutazione dell'aorta ascendente, dell'atrio sinistro, del ventricolo sinistro, delle quattro valvole cardiache, in particolare della mitrale e dell'aortica, ed in parte del ventricolo destro.

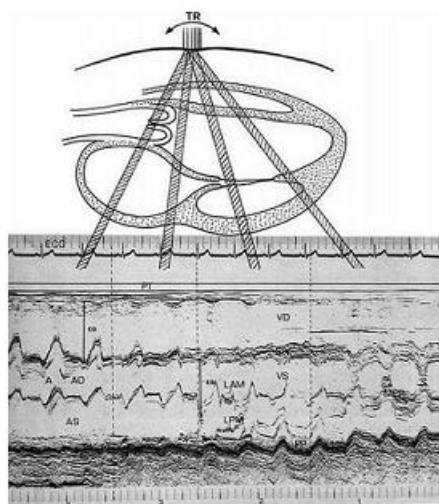


FIGURA 3.13: Scansione ecocardiografica completa in M-mode.

### 3.4.1 Ventricoli

#### Ventricolo destro

È fra le strutture più difficili da visualizzare, per una serie di motivi. Il primo è che la finestra ecocardiografica è limitata, poiché il ventricolo destro si trova in gran parte dietro lo sterno; inoltre le sue pareti sono in genere sottili e trabecolate, cioè presentano dei tipici rilievi muscolari sulla superficie interna, il che rende difficile definire con esattezza i limiti fra cavità e pareti stesse. Infine la complessità della geometria tridimensionale rendono difficile la standardizzazione delle immagini relative al ventricolo destro nonché le misurazioni eventualmente ottenibili.

In genere è possibile ricavare una valutazione del diametro antero-posteriore del ventricolo destro, ottenuta usualmente durante la diastole ed in fase espiratoria per evitare le interferenze del respiro sul riempimento ventricolare; per le altre valutazioni (presenza ed entità di una dilatazione del ventricolo, sovraccarico, ecc.) l'esame bidimensionale è nettamente superiore.

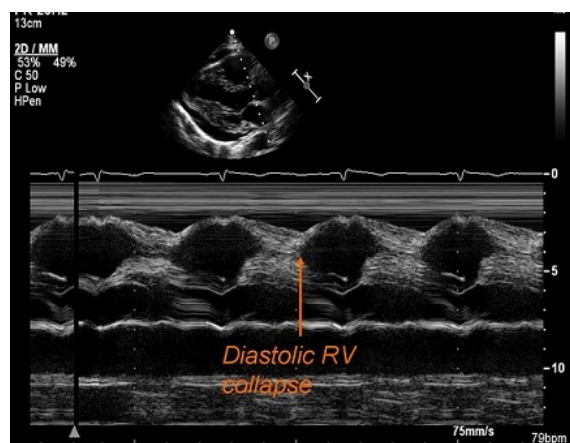


FIGURA 3.14: Esempio di collasso diastolico del ventricolo destro.

#### Ventricolo sinistro

Il ventricolo sinistro è costituito da una cavità delimitata da due pareti: quella anteriore è il setto interventricolare, quella posteriore è la parete posteriore del ventricolo stesso.

Le principali applicazioni della tecnica M-mode nella valutazione del ventricolo sinistro sono sostanzialmente rappresentate dalle misurazioni delle dimensioni e degli spessori. Affinché siano attendibili è indispensabile identificare con esattezza l'endocardio, la membrana che riveste internamente tutte

le cavità cardiache e le superfici valvolari, anche se a volte possono insorgere delle difficoltà per la presenza di corde tendinee o di trabecole; queste ultime possono produrre echi multipli perché la loro superficie irregolare e la loro posizione profonda mettono in particolare risalto i fenomeni legati alla divergenza del fascio ultrasonoro.

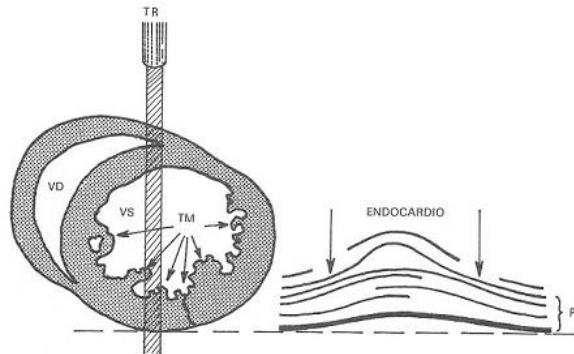


FIGURA 3.15: Difficoltà interpretative a livello della parete posteriore del ventricolo sinistro (PP) causate dalle trabecole muscolari (TM).

Per facilitare queste misurazioni è opportuno applicare l'M-mode ricostruito, che essendo ricavato dallo stesso piano di scansione dell'immagine bidimensionale rende possibile il confronto dei risultati ottenuti con le due tecniche. Inoltre la ricostruzione M-mode può essere utilizzata insieme a nuovi algoritmi per il riconoscimento automatico dei bordi; questa possibilità è stata anche indicata come M-mode "dinamico".

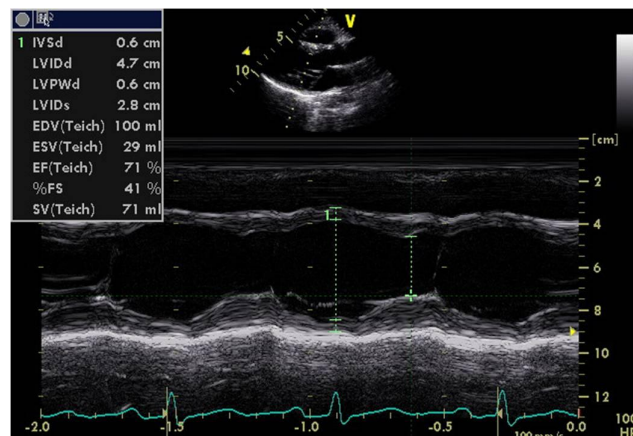


FIGURA 3.16: Misurazione tramite M-mode del diametro del ventricolo sinistro.

Da queste semplici dimensioni lineari possono essere ottenuti poi degli indici molto più sofisticati (volume, massa, stress di parete), che tuttavia

possono avere delle limitazioni di affidabilità legate alla difficoltà di estrapolare da una singola dimensione lineare un dato che esprima concetti più complessi.

La ricostruzione M-mode migliora inoltre la valutazione della funzione del ventricolo sinistro nella cardiopatia ischemica (malattia in cui, a seguito di una progressiva ostruzione del flusso di sangue nelle arterie coronarie, viene a mancare un adeguato rifornimento di ossigeno a una parte del cuore), permettendo una valutazione più oggettiva di quest'alterazione rispetto all'ecocardiografia bidimensionale convenzionale.

Mediante M-mode curvilineo e Doppler tissutale è stata anche studiata la tempistica dell'attivazione meccanica del ventricolo sinistro: è stato osservato che in un cuore sano le pareti del ventricolo (il setto e la parete posteriore) si contraggono praticamente in simultanea per pompare il sangue verso l'aorta.

### 3.4.2 Valvole cardiache

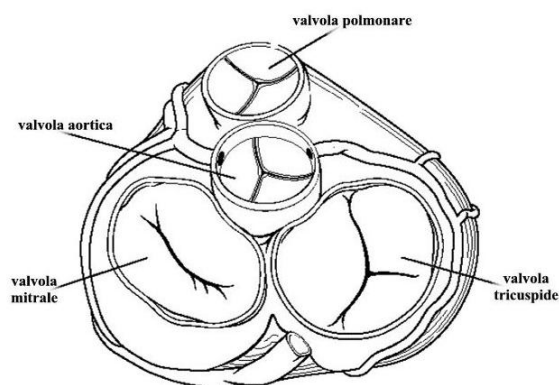


FIGURA 3.17: Valvole cardiache in sezione ortogonale.

#### Valvola aortica

La valvola aortica regola il flusso sanguigno dal cuore verso il sistema circolatorio. Localizzata presso l'orifizio che collega l'aorta al ventricolo sinistro, ha una struttura a nido di rondine ed è composta da tre lembi dette *cuspidi*, la cui posizione sfalsata assicura la chiusura del vaso impedendo il reflusso del sangue nel ventricolo.

Per visualizzare in modo ottimale la valvola aortica in trasduttore viene posizionato perpendicolarmente all'asse longitudinale del vaso, a livello delle cuspidi.

In condizioni normali le cuspidi aortiche si separano bruscamente all'inizio della sistole, rimanendo parallele tra loro, per poi riunirsi velocemente e restare chiuse per tutta la durata della diastole fino alla sistole successiva. Nel complesso l'immagine sistolica è quella di un rettangolo, ed è nota comunemente come *scatola aortica*; essa viene considerata adeguata se vengono visualizzate contemporaneamente le massime escursioni di due delle tre cuspidi.

Il movimento delle cuspidi aortiche riflette ovviamente il flusso attraverso la valvola, e può essere utilizzato per calcolare i tempi sistolici.

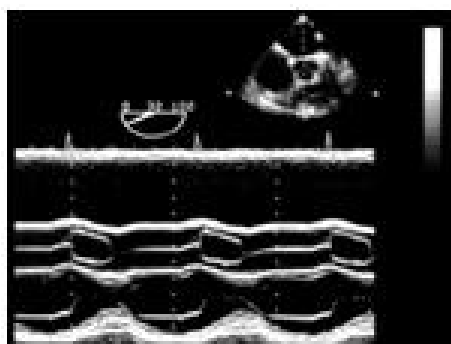


FIGURA 3.18: Visualizzazione della “scatola aortica” formata dalle cuspidi della valvola aortica.

### Valvola mitrale

In passato la valvola mitrale, che regola il flusso sanguigno tra l'atrio sinistro ed il ventricolo sinistro, era considerata il punto di riferimento per la ricerca delle altre strutture durante un esame ecocardiografico, a causa della peculiarità del suo aspetto e dei suoi movimenti che la rendono facilmente riconoscibile. Essa infatti ha una forma leggermente ovale e presenta due cuspidi: una, più grande, posta in avanti e medialmente (*cuspidi anteriore o aortica*); l'altra, più piccola, posta indietro e lateralmente (*cuspidi posteriore*).

L'aspetto M-mode di una valvola mitrale è molto tipico: il movimento del lembo anteriore ricorda quello di una M, quello del posteriore ha movimenti speculari, ma più piccoli. Ad ogni modo, l'immagine della mitrale non risulta sempre ben definita, sia per la presenza delle corde tendinee, che talora possono essere confuse con i lembi stessi, sia per i problemi di risoluzione laterale.

L'M-mode può risultare molto utile nella valutazione del movimento della mitrale, ed in particolare per il riconoscimento di fini movimenti di vibra-



zione (*fluttering* dei lembi mitralici), non evidenziabili mediante la tecnica bidimensionale, legati a infezioni (*vegetazioni*) o rotture delle corde tendinee.

Dal tracciato M-mode della mitrale sono state ricavate varie misurazioni, alcune delle quali venivano utilizzate anche per avere una valutazione dell'andamento dei riempimenti e quindi delle pressioni intraventricolari. Una parte di queste misurazioni sono cadute in sostanziale disuso dopo lo sviluppo della tecnica bidimensionale ed in particolare del Doppler, e comunque risentono di alcune limitazioni concettuali legate alla difficoltà di estrapolare dei parametri di riempimento a partire da un esame che registra solo l'andamento del movimento dei lembi nel tempo.

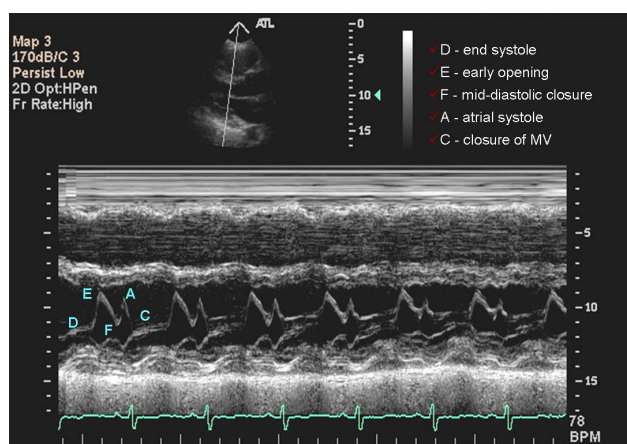


FIGURA 3.19: Movimento a M caratteristico di un lembo della valvola mitrale.

Alcuni autori hanno applicato la ricostruzione M-mode allo studio del movimento dell'anello mitralico, ritenuto indice della funzione globale del ventricolo sinistro, e hanno mostrato che lo spostamento dell'anello durante la sistole è meglio valutabile con M-mode ricostruito che con ecocardiografia M-mode convenzionale. Infatti, ottimizzando l'angolazione delle linee di ricostruzione M-mode, si possono evitare gli echi potenzialmente confondenti provenienti dalle pareti del ventricolo sinistro o dai muscoli papillari.

### Valvola tricuspide

La valvola tricuspide è una valvola di forma ovale che regola il flusso sanguigno tra l'atrio destro ed il ventricolo destro, e deve il suo nome alle tre cuspidi da cui è composta.

È difficile da visualizzare mediante M-mode a causa della sua posizione anatomica e dell'orientamento delle cuspidi, il cui movimento ricorda quello dei lembi mitralici, anche se meno ampio.

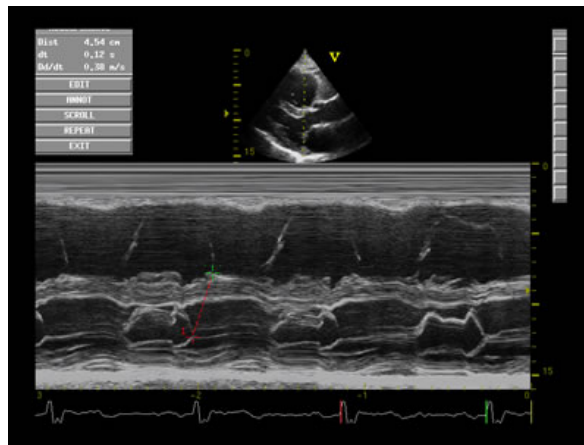


FIGURA 3.20: Visualizzazione del movimento della valvola tricuspidale.

Un'altra applicazione della ricostruzione M-mode è la valutazione simultanea non invasiva dei movimenti di apertura e di chiusura delle valvole mitrale e tricuspidale. Ciò può essere utile in alcune situazioni cliniche, fra cui la differenziazione tra *flutter* e fibrillazione atriale in pazienti con elettrocardiogrammi dubbi.

Nei soggetti normali l'apertura della tricuspidale precede quella della mitrale (vedi Fig. 3.21); nei soggetti affetti da *flutter* atriale (aritmia sopraventricolare misurabile in termini di "battiti" degli atri) l'apertura della mitrale precede quella della tricuspidale; nei soggetti affetti da fibrillazione atriale (aritmia incontrollata degli atri) le due valvole si aprono in genere contemporaneamente, anche se vi è una certa variabilità fra i pazienti.

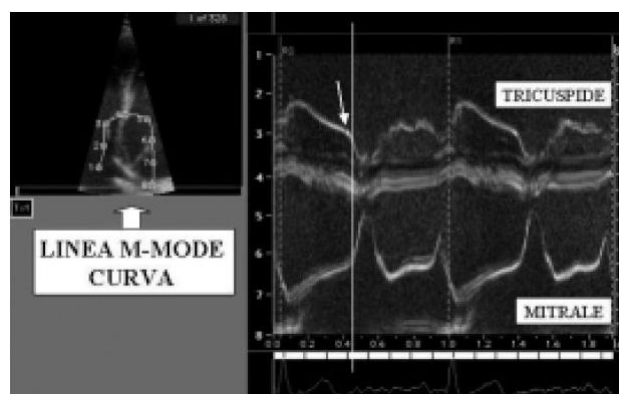


FIGURA 3.21: Confronto tra i momenti di apertura e di chiusura delle valvole tricuspidale e mitrale.

### Valvola polmonare

La valvola polmonare regola il flusso sanguigno dal cuore verso la circolazione polmonare. Questa è la più difficile da registrare mediante M-mode, a causa della sua posizione e per l'interferenza dei polmoni. In genere, infatti, viene visualizzata solo una cuspid, la posteriore, oltretutto in modo spesso incompleto.

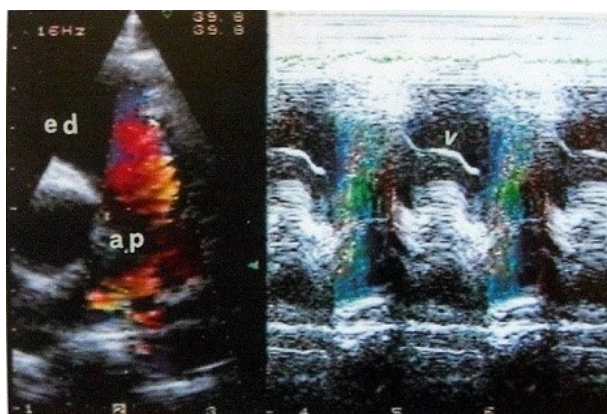


FIGURA 3.22: Color M-mode Doppler dell'arteria polmonare. A dx si può osservare il movimento di una cuspid della valvola polmonare (V).

### 3.4.3 Atri

#### Atrio sinistro

L'atrio sinistro si trova subito dietro l'aorta e viene registrato dalla stessa posizione; benché la parete anteriore dell'atrio e la parete posteriore dell'aorta siano due strutture separate, esse producono un singolo eco lineare.

I movimenti delle pareti atriali non sono così ampi come quelli delle pareti ventricolari, e dipendono dal riempimento e dallo svuotamento dell'atrio stesso.

Durante la sistole ventricolare la cavità atriale si riempie, ed il movimento della parete atriale è diretto anteriormente; con l'inizio della diastole l'atrio si svuota ed il movimento della parete diventa posteriore; segue poi un periodo di scarso o assente movimento (*diastasi*), infine con la contrazione atriale c'è un ulteriore spostamento posteriore.

Generalmente la cavità atriale è priva di echi, a meno che nel corso della registrazione non si usino guadagni troppo elevati; per questo motivo l'identificazione di masse endocavitarie mediante tecnica M-mode è rara.

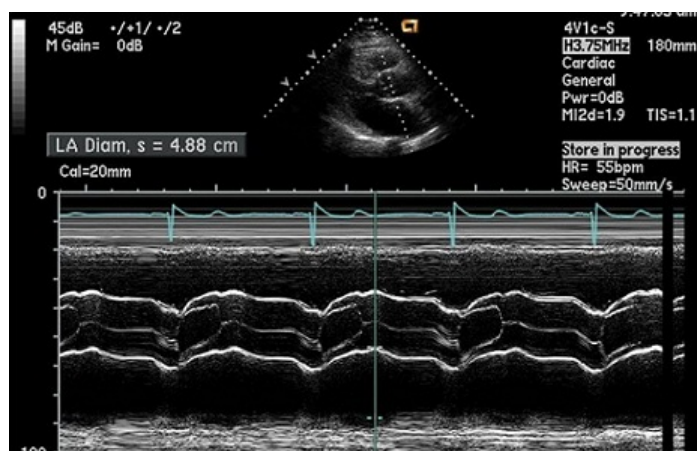


FIGURA 3.23: Misurazione tramite M-mode del diametro dell'atrio sinistro.

# Bibliografia

- [1] D. Mele, I. D’Aiello, R. Teoli, R. Ferrari, *Ecocardiografia con M-mode ricostruito: aspetti tecnici e applicazioni cliniche*, Il Pensiero Scientifico Editore, pagine 1-8, Luglio 2002.  
Disponibile su [www.giornaledicardiologia.it](http://www.giornaledicardiologia.it).
- [2] J. G. Webster, *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, Wiley-Interscience, vol. 3, pagine 2-6; 38, 2006.
- [3] A. Oppelt, *Imaging systems for medical diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound*, Publicis Corporate Publishing, pagine 200; 793, 2005.
- [4] M. A. Garcia-Fernández, C. S. Fiser, A. B. Rohr, M. M. Yanguela, F. B. Garcia, *M-mode omnidirectional recordings obtained from two-dimensional ecocardiography*, Journal of Clinical Ultrasound, 10(7) pagine 303-306, Settembre 1982.  
Disponibile su [www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6815227](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6815227).
- [5] G. L. Nicolosi, F. Antonini-Canterin, D. Pavan, R. Piazza, *Manuale di Ecocardiografia Clinica*, Piccin, vol. 1, pagine 4-5; 46-48; 53; 74; 142-143; 172-173; 189-190, Maggio 2008.
- [6] G. Avanzolini, *Strumentazione biomedica. Progetto e impiego dei sistemi di misura*, Pàtron, Collana di Ingegneria Biomedica, vol. 4, pagine 147; 230-233, Settembre 1998.
- [7] G. L. Nicolosi, *Trattato di Ecocardiografia Clinica*, Piccin, vol. 1, pagine 117; 146-163; 178, Aprile 1999.
- [8] D. A. Christensen, *Ultrasonic bioinstrumentation*, John Wiley & Sons, pagine 158-160, 1988.