

Ecocardiografia con M-mode ricostruito: aspetti tecnici e applicazioni cliniche

Donato Mele, Incoronata D' Aiello, Roberta Teoli, Roberto Ferrari

U.O. di Cardiologia e UTIC, Azienda Ospedaliera Universitaria, Ferrara

Key words:
Echocardiography;
Preexcitation;
Stress echocardiography.

Reconstructed M-mode imaging is a new post-processing technique that permits the reconstruction of any cardiac structure and flow from cine-loops of different sources (tissue, color Doppler and tissue Doppler cine-loops) in M-mode format. This technique can be useful in a number of clinical situations and can facilitate the echocardiographic examination, allowing for correct and easy M-mode analysis to be performed at any time, both at the patient's bedside as well as off-line. In this paper the fundamental technical features and current clinical applications of reconstructed M-mode imaging are illustrated and discussed.

(Ital Heart J Suppl 2002; 3 (7): 707-716)

© 2002 CEPI Srl

Ricevuto il 14 gennaio 2002; nuova stesura il 15 aprile 2002; accettato il 18 aprile 2002.

Per la corrispondenza:

Dr. Donato Mele

U.O. di Cardiologia
e UTIC
Azienda Ospedaliera
Universitaria
Corso Giovecca, 203
44100 Ferrara
E-mail: donatomele@libero.it

Introduzione

Può sembrare inattuale una rassegna sulla tecnica M-mode in epoca di ecocardiografia tridimensionale, Doppler tessutale ed ecocontrastografia. Ci si può chiedere, infatti, che cosa possa offrire di nuovo l'esame monodimensionale del cuore, introdotto negli anni '50 come tecnica indipendente (*stand-alone*) e oggi utilizzato, sulla guida delle immagini bidimensionali, con vantaggi e limiti apparentemente ormai accertati¹ (Tab. I). In realtà, 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 ricer-

ca². Negli ultimi anni, inoltre, anche altre tecniche di imaging, come la risonanza magnetica nucleare, sono state modificate per consentire l'analisi M-mode³⁻⁵, il che sottolinea l'interesse verso questo tipo di approccio per la valutazione della funzione cardiaca.

Non è dunque inattuale una messa a punto sull'ecocardiografia M-mode e in particolare su quelle tecniche di ricostruzione delle immagini che consentono di superare i limiti del metodo M-mode convenzionale e di esplorare fino in fondo l'utilità del formato monodimensionale in applicazioni diagnostiche e fisiopatologiche.

In questa rassegna utilizziamo per la prima volta la dizione "M-mode ricostruito" per indicare in modo generico la ricostruzione del formato M-mode ottenuta a partire da immagini bidimensionali di varia origine (ecografiche, ecocontrastografiche, color Doppler, power Doppler, Doppler tessutale, ecc.). Si tratta pertanto di una dizione che non identifica una singola tecnica o un nome

Tabella I. Tecnica M-mode convenzionale.

Vantaggi	Limiti
Elevata risoluzione assiale e temporale	Solo in tempo reale
Più intervalli di tempo valutabili in una sola immagine	Solo lungo la direzione del fascio ultrasonoro
Più cicli cardiaci valutabili in una sola immagine	Una sola linea M-mode per volta
Misure facilitate dalla ripetitività dei fenomeni	Non possibile il tracking della struttura insonicata
Immediato confronto fra tracce M-mode e tracce fisiologiche (ECG, fono, ecc.) con elevata precisione temporale	

commerciale ma comprende invece una serie di simili tecniche M-mode proposte nel corso degli ultimi anni da autori diversi e indicate anche con nomi differenti⁶⁻¹⁴.

L'esposizione delle caratteristiche tecniche e delle applicazioni cliniche della ricostruzione M-mode sarà preceduta da una breve introduzione sulla tecnica M-mode convenzionale, che riteniamo utile per una migliore comprensione dell'argomento.

M-mode convenzionale

Formazione dell'immagine. L'ecocardiografia M-mode convenzionale utilizza le riflessioni del segnale ultrasonoro emesso lungo una sola linea di interrogazione¹. Poiché la frequenza di ripetizione degli impulsi ultrasonori (PRF) 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 giustapponendo una fianco all'altra le riflessioni del segnale ultrasonoro ricevute nel tempo lungo la stessa linea di interrogazione; gli spazi fra le varie riflessioni sono poi riempiti mediante un processo di interpolazione in modo da risolvere ogni soluzione di continuità (Fig. 1). L'immagine così ottenuta, detta monodimensionale, 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 attraverso le strutture insonicate. La parola "monodimensionale" sottolinea proprio il fatto che nell'immagine M-mode, a differenza di quella bidimensionale, vi è una sola dimensione spaziale.

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 convenzionale, pertanto, non dipende da quella dell'immagine bidimensionale, ma direttamente dalle caratteristiche acustiche dei tessuti insonicati e dalla PRF (Tab. II). Al contrario, la qualità dell'immagine M-mode ricostruita dipende, come vedremo, anche dalla qualità delle immagini bidimensionali di partenza (Tab. II).

Limiti. I limiti della tecnica M-mode convenzionale sono elencati nella tabella I. Innanzitutto, poiché la tecnica M-mode convenzionale 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 inaccuratze 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 desi-

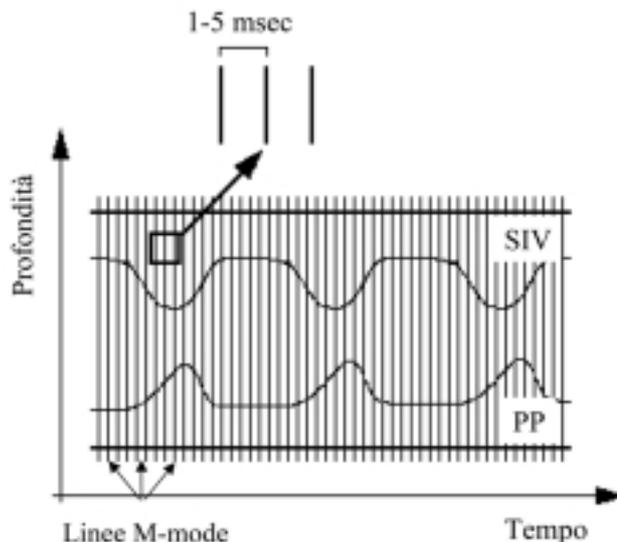


Figura 1. L'immagine M-mode convenzionale è formata giustapponendo una fianco all'altra le riflessioni del segnale ultrasonoro ricevute nel tempo lungo la stessa linea di interrogazione. Gli spazi fra le varie riflessioni sono poi riempiti mediante un processo di interpolazione in modo da risolvere ogni soluzione di continuità. La distanza fra due linee di riflessione (o interrogazione) costituisce la risoluzione temporale (in genere, 1-5 ms). PP = parete posteriore; SIV = setto interventricolare.

Tabella II. Fattori che determinano la qualità dell'immagine M-mode.

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

derata con la struttura cardiaca in esame. È esperienza comune l'impossibilità, in alcuni pazienti, di posizionare il fascio M-mode ortogonalmente all'asse longitudinale del ventricolo sinistro nella sezione parasternale asse lungo (soprattutto in presenza di deformazioni toraciche o per lo spostamento del cuore nel torace in seguito ad interventi cardiocirurgici) (Fig. 2A). In questi casi non è infrequente il taglio obliquo, invece che ortogonale, del ventricolo o dell'atrio sinistro, con possibile sovrastima delle misure comunemente effettuate¹⁵.

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 (Fig. 2B). 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.

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.

M-mode ricostruito

Formazione dell'immagine. Questa tecnica costruisce l'immagine M-mode "leggendo" i singoli pixel di una li-

nea posizionata su un'immagine bidimensionale iniziale. Questi pixel sono "letti" anche nelle immagini bidimensionali successive a quella iniziale e sono poi disposti verticalmente per ogni frame. Si tratta, pertanto, di una "ricostruzione" M-mode, che sfrutta un'informazione contenuta nelle immagini bidimensionali e la visualizza in formato monodimensionale. Questo giustifica l'aggettivo "sintetico" che è stato anche utilizzato per indicare il processo di ricostruzione M-mode⁸. Inoltre, poiché la tecnica di ricostruzione M-mode consente di orientare arbitrariamente la linea M-mode in qualunque direzione dello spazio (Fig. 3), essa è stata anche definita "omnidirezionale"^{6,13}, "panoramica"¹² e "unlinked"¹¹. È evidente, dunque, che la ricostruzione M-mode non è una variante dell'M-mode convenzionale ma una tecnica indipendente di elaborazione (*post-processing*) delle immagini bidimensionali. La ricostruzione M-mode, infatti, non utilizza linee di interrogazione ultrasonora ma linee di analisi. A differenza dell'ecocardiografia M-mode convenzionale, inoltre, la ricostruzione M-mode può essere effettuata sia on-line (cioè in tempo reale, durante la scansione bidimensionale) sia off-line, analizzando cine-loop bidimensionali digitali precedentemente acquisiti 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 III.

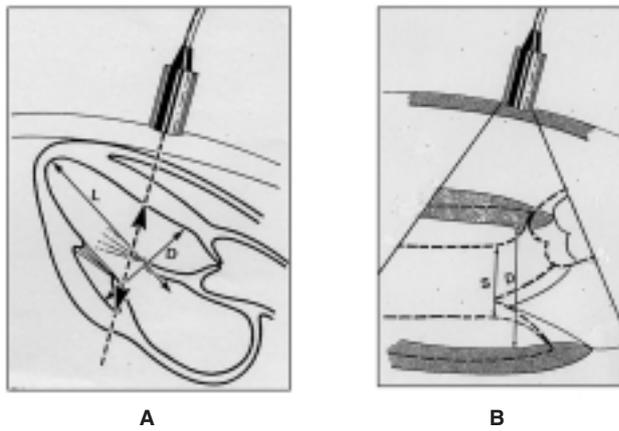


Figura 2. A: taglio obliquo, invece che ortogonale, del ventricolo sinistro da parte del fascio M-mode; ciò comporta la sovrastima del diametro minore (D) della cavità ventricolare. B: spostamento del cuore in senso base-apice dalla posizione telediastolica (linee continue) alla posizione telesistolica (linee tratteggiate). È evidente che il diametro telesistolico della cavità ventricolare sinistra (S) viene a trovarsi in una posizione spaziale diversa rispetto al diametro telediastolico (D). L = lunghezza della cavità ventricolare sinistra. Da Feigenbaum¹³, modificata.

Risoluzione temporale. Mentre l'ecocardiografia M-mode convenzionale è caratterizzata, come si è detto, da un'elevata risoluzione temporale (1-5 ms per campione

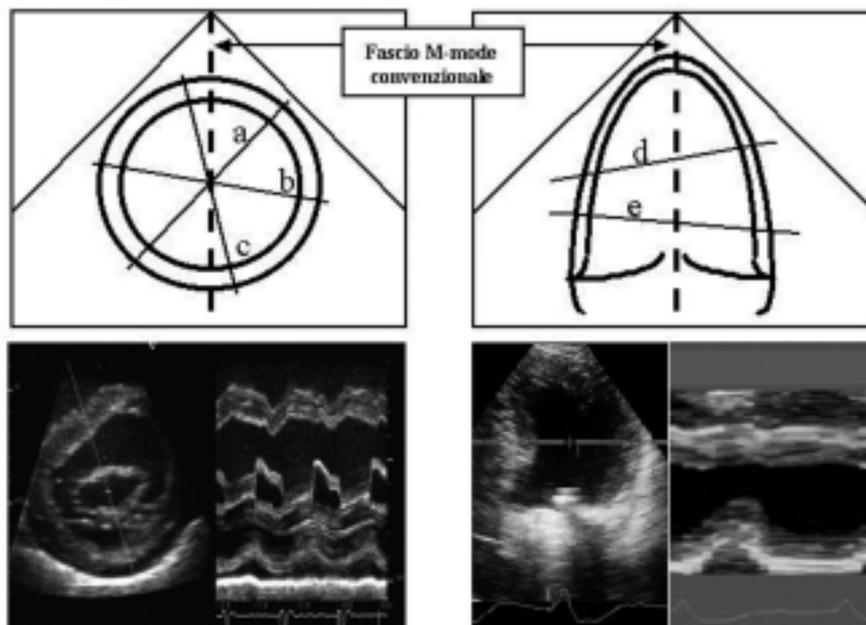


Figura 3. Libero orientamento della linea di analisi M-mode nella sezione parasternale asse corto (in alto a sinistra) e nella sezione 4 camere apicale (in alto a destra). Il fascio M-mode convenzionale è rappresentato con la linea tratteggiata. Le lettere a, b, c, d, e indicano le linee di analisi M-mode. Si noti in entrambe le ricostruzioni M-mode (in basso) la presenza di setto paradossale.

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 (Tab. IV). 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 (è ovviamente più basso in modalità color Doppler). Se si utilizza un ecocardiografo digitale, la risoluzione temporale è molto alta in qualunque modalità di imaging (bidimensionale, color Doppler, Doppler tissutale, ecc.) 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 (Fig. 1, Tab. IV).

Tabella III. Vantaggi della tecnica M-mode ricostruito.

Sia on-line (tempo reale) sia off-line
Linea M-mode liberamente orientabile
Più linee M-mode simultaneamente
Tracking della struttura in esame
Linea M-mode curva

Tabella IV. M-mode ricostruito. Risoluzione temporale.

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

Effetto dei fattori strumentali. È stato osservato che le misure effettuate sulle immagini M-mode ricostruite possono essere imprecise quando la linea di analisi devia dalla direzione effettiva del fascio ultrasonoro più di 60° e la profondità di analisi è > 15 cm: in questi casi si verifica una sovrastima delle misure¹⁶. La spiegazione più probabile è che nelle condizioni suddette la risoluzione laterale dell'immagine bidimensionale influenza in modo significativo la ricostruzione M-mode, facendo apparire più larghe o più alte le singole strutture. 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 (Fig. 4). Con l'impiego del cosiddetto imaging in armonica tissutale, tuttavia, l'effetto negativo dei fattori sopracitati (angolo e profondità) è ridotto¹⁶⁻¹⁸: ciò, almeno in parte, è dovuto alla minore intensità dei lobi laterali nell'imaging armonico che riduce la dispersione laterale del fascio ultrasonoro di ritorno. Anche l'uso dell'ecocontrasto potrebbe essere utile per ridurre l'effetto negativo della risoluzione laterale nelle ricostruzioni M-mode quando si usano linee di analisi con inclinazioni > 60° (Fig. 5).

Qualità dell'immagine M-mode ricostruita. Alla luce di quanto detto finora, è evidente che la qualità dell'immagine M-mode ricostruita dipende 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 (Tab. II).

M-mode curvilineo. Questa tecnica rende possibile tracciare linee di analisi M-mode curve a piacere e ciò consente di ottenere immagini M-mode di strutture non

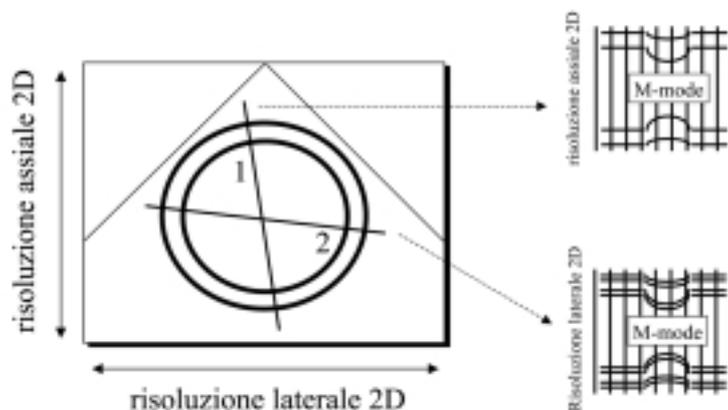


Figura 4. La figura illustra schematicamente l'effetto della risoluzione spaziale dell'immagine bidimensionale (2D) sulla ricostruzione M-mode. Quando si utilizza una linea di analisi M-mode quasi parallela alla direzione degli ultrasuoni (linea 1), si sfrutta soprattutto la risoluzione assiale dell'immagine 2D; al contrario, inclinando eccessivamente la linea di analisi M-mode fino a porla quasi perpendicolare alla direzione degli ultrasuoni, si sfrutta soprattutto la risoluzione laterale dell'immagine 2D. In quest'ultimo caso la qualità dell'immagine peggiora notevolmente e le strutture ricostruite in M-mode appaiono più spesse di quanto siano in realtà.

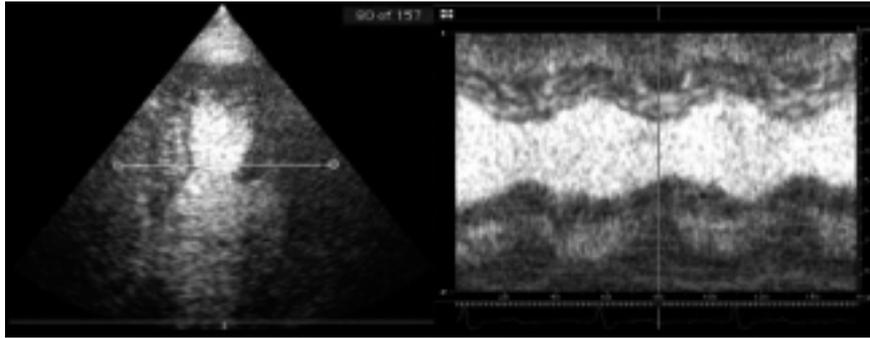


Figura 5. Esempio di ricostruzione M-mode di un'immagine ecocontrastografica. In questo caso, nonostante la linea di analisi M-mode sia posta perpendicolarmente alla direzione degli ultrasuoni, la presenza dell'ecocontrasto nella cavità ventricolare sinistra consente di ottenere un'ottima delineazione dei bordi endocardici nell'immagine M-mode ricostruita.

rettilinee¹⁹. I pixel sottostanti le linee curve sono ricostruiti nel tempo così come già descritto in precedenza per le linee di analisi rette. Ad esempio, se si desidera ricostruire in formato M-mode tutta la parete del ventricolo sinistro nella sezione 4 camere apicale (comprendendo cioè il setto, la punta e la parete laterale), si può tracciare lungo il miocardio una linea di analisi a "ferro di cavallo" (*U-shaped*) seguendo la direzione base-punta-base. L'immagine M-mode che si ottiene operando in questo modo è mostrata nella figura 6, ottenuta tracciando una linea M-mode curva sulle immagini color Doppler tessutale¹⁹. Questo tipo di rappresentazione M-mode (che mostra a colori le velocità di tutti i punti miocardici di un'intera sezione apicale) semplifica notevolmente lo studio della tempistica dei fenomeni meccanici ventricolari facilitando il confronto fra i diversi segmenti miocardici. Un altro esempio di rico-

struzione M-mode ottenuta utilizzando una linea curva è mostrato nella figura 7. In questo caso è possibile confrontare nella stessa immagine il movimento di un lembo della valvola mitrale e di uno della tricuspide.

Tracking. Questa funzione consente di aggiornare la posizione della linea M-mode all'interno di frame bidimensionali consecutivi: pertanto, ogni struttura che si sposta durante il ciclo cardiaco può essere effettivamente seguita (*tracked*) da un consensuale spostamento della linea di analisi M-mode (Fig. 8). Questo approccio può essere utile per correggere l'effetto dei diversi movimenti globali del cuore nelle varie sezioni ecocardiografiche. Ad esempio, nella sezione parasternale asse lungo il *tracking* M-mode delle pareti ventricolari basali potrebbe essere usato per correggere l'effetto dell'accorciamento base-apice del ventricolo sini-

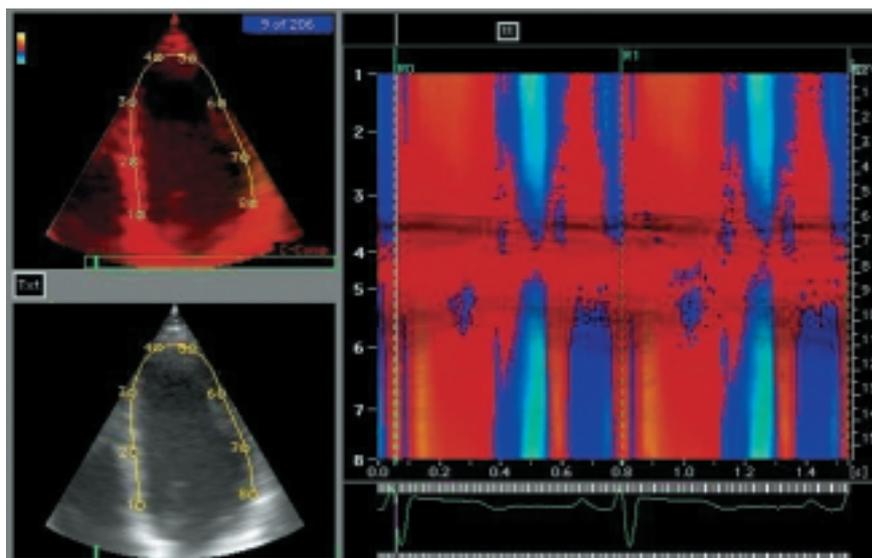


Figura 6. Esempio di ricostruzione M-mode utilizzando la tecnica M-mode curvilineo. Sull'immagine color Doppler tessutale bidimensionale (a sinistra) è tracciata una linea di analisi che si adatta alla curvatura del miocardio ventricolare, che inizia a livello del setto basale (punto 1), attraversa i segmenti puntali (punti 3-6) e termina a livello della parete laterale basale (punto 8). Nell'immagine M-mode ricostruita (a destra) la banda rossa (che inizia con il QRS) indica la sistole a livello di tutti i segmenti campionati dalla linea curva (dal setto basale alla punta e alla parete laterale basale). La diastole è invece indicata da bande blu poiché i segmenti miocardici si muovono in senso opposto. Nell'immagine M-mode sono rappresentati due cicli cardiaci consecutivi.

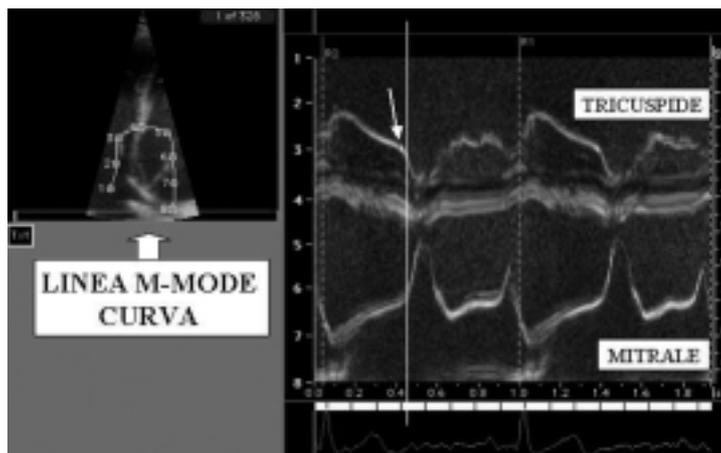


Figura 7. Contemporanea ricostruzione M-mode del movimento del lembo anteriore della valvola mitrale e del lembo settale della valvola tricuspide in un soggetto normale in ritmo sinusale. Tale ricostruzione è stata ottenuta utilizzando una linea di analisi curva che interseca entrambi i lembi valvolari (a sinistra). A causa della direzione di tale linea curva, il movimento di apertura del lembo tricuspide si dirige verso il basso mentre l'analogo movimento del lembo mitralico si dirige verso l'alto (a destra). Si noti come in questo caso normale l'apertura della valvola tricuspide (freccia) precede quella della valvola mitrale, sia pure di pochi millisecondi.

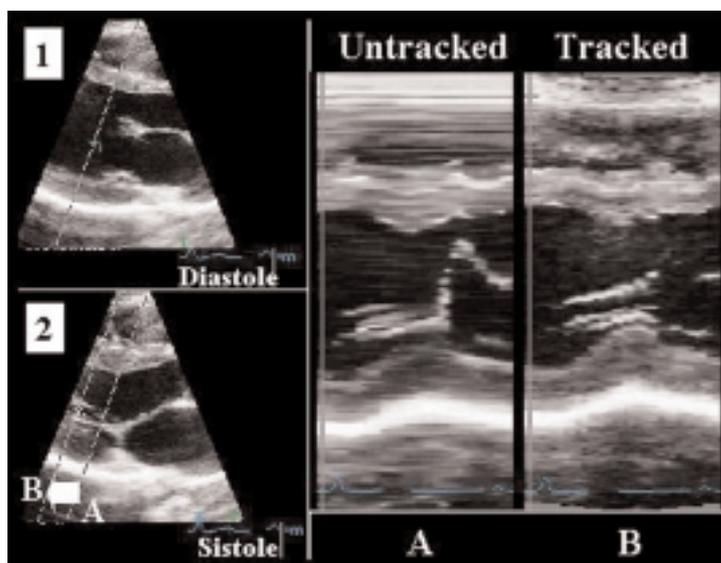


Figura 8. Effetto del tracking sulla ricostruzione M-mode del ventricolo sinistro nella sezione parasternale asse lungo. L'immagine 1 si riferisce al frame telediastolico in cui la linea di analisi M-mode è stata posizionata in modo da ottenere la corretta ortogonalità con l'asse lungo del ventricolo sinistro. L'immagine 2 mostra il frame telesistolico con due diverse linee di analisi. La linea A è la stessa dell'immagine precedente ed è rimasta ferma durante il ciclo cardiaco mentre il ventricolo sinistro si è spostato sotto di essa a causa della contrazione del cuore. La linea B, al contrario, pur mantenendo la stessa inclinazione, è spostata verso l'apice in quanto la sua posizione è stata progressivamente "aggiornata" (tracked) durante la sistole "seguendo" lo spostamento della base del cuore verso la punta. Le due immagini M-mode a destra mostrano la ricostruzione dei segmenti basali del ventricolo sinistro ottenuti con le due modalità ora descritte. Come si può notare, nella ricostruzione ottenuta con il tracking le pareti miocardiche appaiono meglio delineate.

stro sulle misure dei diametri telediastolico e telesistolico e quindi sul calcolo della frazione di accorciamento e di eiezione¹⁵ (Fig. 8).

Analisi a più linee. 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 in M-mode di diverse strutture cardiache [ad esempio, della valvola aortica e mitrale nella sezione parasternale asse lungo (Fig. 9) o

dei sei segmenti ventricolari standard nelle sezioni parasternali asse corto (Fig. 10)]. Poiché tutte le tracce M-mode hanno in comune lo stesso elettrocardiogramma, la rappresentazione simultanea di più tracce facilita i confronti sia temporali sia spaziali fra le tracce stesse.

Applicazioni cliniche

Negli ultimi anni la ricostruzione M-mode è stata applicata da vari ricercatori in diverse situazioni clini-

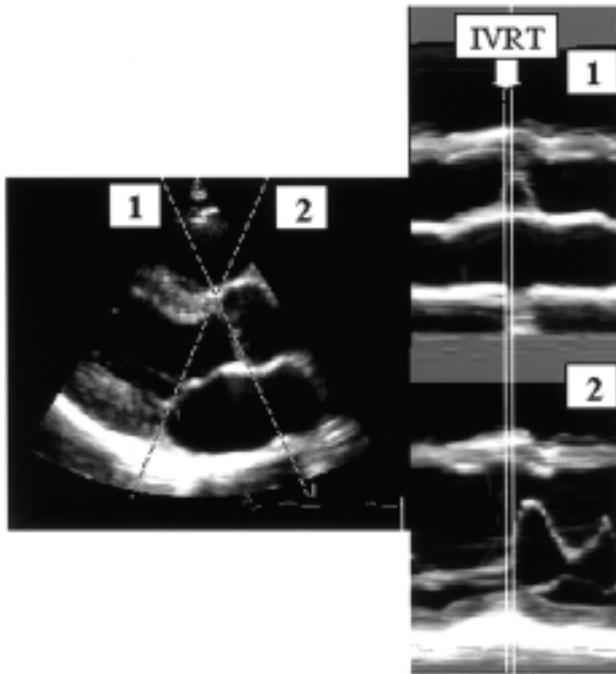


Figura 9. Applicazione di più linee di analisi M-mode allo studio contemporaneo della valvola mitrale ed aortica. Poiché le tracce M-mode delle due valvole si riferiscono allo stesso ciclo cardiaco, è possibile misurare il tempo di rilasciamento isovolumetrico (IVRT), definito (freccia) come l'intervallo compreso fra la chiusura dei lembi aortici e l'apertura di quelli mitralici.

che ed è stato dimostrato che essa consente di superare i limiti della tecnica M-mode convenzionale. L'utilità della ricostruzione M-mode, dunque, non è più solo potenziale²⁰. Esaminiamo nel dettaglio le applicazioni principali e i risultati ottenuti utilizzando tale tecnica.

Misure lineari e parametri derivati. La ricostruzione M-mode 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^{7,14,20,21}; la ricostruzione M-mode, inoltre, consente una maggiore riproducibilità interosservatore nella misura dei parametri temporali, ad esempio del *time interval to maximal thickening* misurato sul setto e sulla parete posteriore¹⁰. Anche i parametri calcolati a partire dalle misure lineari (frazione di accorciamento, massa e stress parietale) risultano più precisi utilizzando la ricostruzione M-mode rispetto all'ecocardiografia M-mode convenzionale²²⁻²⁴. 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*)¹⁴. La ricostruzione M-mode può anche essere utilizzata insieme a nuovi algoritmi per il riconoscimento automatico dei bordi, in modo da facilitare la misura dei diametri e degli spessori del ventricolo sinistro sulle tracce M-mode^{9,25}; questa possibilità è stata anche indicata come M-mode "dinamico"⁹.

In un recente lavoro¹⁷ è stato osservato mediante M-mode ricostruito che in soggetti sani lo spessore telediastolico, telesistolico e l'ispessimento sistolico percentuale possono essere diversi a livello dei sei segmenti miocardici della sezione parasternale asse corto basale; tuttavia, non vi sono differenze nell'accorciamento frazionario e nella frazione di eiezione calcolati sulle coppie di segmenti opposti (antero-settale e posteriore, infero-settale e laterale, anteriore e inferiore)¹⁷ (Fig. 10).

Funzione ventricolare regionale. Alcuni autori hanno osservato che la ricostruzione M-mode migliora la valutazione della funzione regionale del ventricolo sinistro nella cardiopatia ischemica e in particolare nell'ecocardiografia da stress²⁶⁻²⁹. È noto che quest'ultima metodica è limitata da un'elevata variabilità interosservatore, in genere dovuta alla soggettività interpretativa delle alterazioni cinetiche (soprattutto di quelle più lievi) utilizzando l'ecocardiografia bidi-

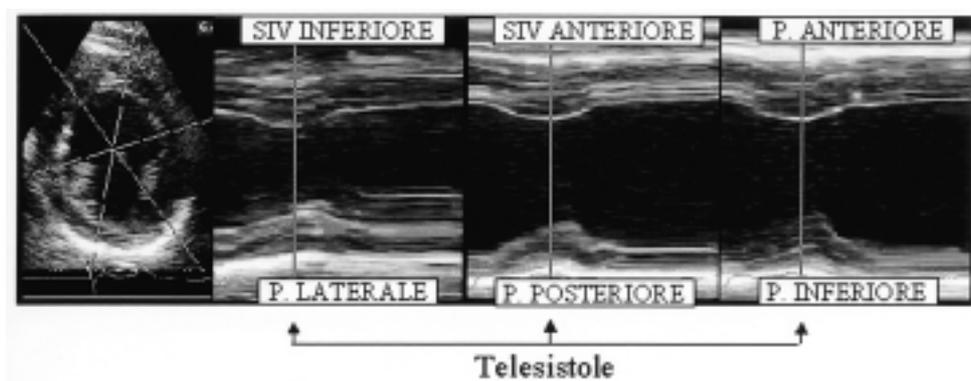


Figura 10. Ricostruzione M-mode dei sei segmenti ventricolari standard di una sezione parasternale asse corto. Le frecce indicano la telesistole. Si noti che il picco della contrazione nei segmenti rappresentati in basso (laterale, posteriore e inferiore) avviene più tardivamente rispetto a quello dei segmenti rappresentati in alto (setto interventricolare-SIV inferiore, anteriore e parete anteriore).

mensionale convenzionale. La rappresentazione in formato M-mode di ogni segmento ventricolare consente di superare questo limite permettendo, in modo diretto e immediato, una valutazione oggettiva, quantitativa e comparativa (fra i vari segmenti) dell'escursione endocardica e dell'ispessimento miocardico^{2,12,14}. Ciò determina una riduzione della variabilità interosservatore²⁶⁻²⁸ e una più precisa quantificazione del grado di ischemia miocardica²⁹.

Un ulteriore vantaggio del formato M-mode è la possibilità di valutare con precisione il cosiddetto "ispessimento postsistolico", ritenuto marker di miocardio vitale³⁰. Questo fenomeno, elicetabile durante eco-stress, consiste nella progressiva riduzione dell'ispessimento sistolico con comparsa di un ispessimento postsistolico. La ricostruzione M-mode offre la possibilità di riconoscere questo fenomeno a livello di qualunque segmento miocardico del ventricolo sinistro; inoltre, nella sezione parasternale asse lungo è anche possibile ottenere un marker temporale di telesistole attraverso la ricostruzione M-mode del movimento dei lembi valvolari aortici. Utilizzando tale marker temporale, il riconoscimento dell'ispessimento postsistolico viene ovviamente facilitato.

Ulteriori informazioni cliniche sono state ottenute applicando linee M-mode curve alle immagini di *strain rate* del ventricolo sinistro^{17,31,32}. Integrando la tecnica M-mode curvilineo con lo *strain rate imaging*, infatti, è possibile riconoscere in modo semplice ed immediato i segmenti disfunzionanti colpiti da infarto miocardico, con una sensibilità e specificità superiori a quelle del Doppler tessutale e dell'esame bidimensionale convenzionale³².

Mediante M-mode curvilineo e Doppler tessutale è stata anche studiata la tempistica dell'attivazione meccanica del ventricolo sinistro^{17,33,34}. È stato osservato che nei cuori normali l'attivazione sistolica del setto e della parete laterale avviene quasi senza ritardo. Nel blocco di branca sinistra la contrazione della parete laterale inizia con ritardo e il movimento di questa parete può diventare addirittura discinetico in telesistole³⁰. Nel blocco fascicolare anteriore vi può essere una precoce discinesia sistolica dell'apice e della parete laterale³³.

Movimento dell'anello mitralico. Alcuni autori hanno applicato la ricostruzione M-mode allo studio del movimento sistolico dell'anello mitralico, ritenuto indice della funzione globale del ventricolo sinistro³⁵⁻³⁸ e hanno mostrato che lo spostamento sistolico dell'anello è meglio valutabile con M-mode ricostruito che con ecocardiografia M-mode convenzionale³⁹. Infatti, ottimizzando l'angolazione delle linee di ricostruzione M-mode, si possono evitare le eco potenzialmente confondenti provenienti dalle pareti del ventricolo sinistro o dai muscoli papillari, soprattutto quando si visualizza l'anello mitralico dall'apice in pazienti con ventricolo sinistro piccolo.

Preecitazione ventricolare. La ricostruzione M-mode è stata utilizzata per la localizzazione delle vie anomale in pazienti con preecitazione ventricolare e sindrome di Wolff-Parkinson-White al fine di facilitare e abbreviare le successive procedure invasive (mappaggio elettrofisiologico e ablazione)⁴⁰. La zona preecitata è riconosciuta sulla traccia M-mode di ogni segmento ventricolare destro o sinistro come una regione miocardica di movimento e ispessimento prematuro al momento dell'onda delta dell'elettrocardiogramma. La ricostruzione M-mode consente la corretta localizzazione della via anomala, con un'eccellente riproducibilità interosservatore^{40,41}.

Altre applicazioni. Un'altra applicazione della ricostruzione M-mode è la valutazione simultanea non invasiva dei movimenti di apertura e di chiusura delle valvole mitrale e tricuspide. Ciò può essere utile in alcune situazioni cliniche, fra cui la differenziazione del flutter e della fibrillazione atriale in pazienti con elettrocardiogrammi dubbi⁴². Un approccio simile era già stato proposto alcuni anni or sono usando una tecnica prototipale denominata "ecocardiografia doppia"⁴² ma le moderne tecniche di ricostruzione M-mode possono oggi consentire l'estensiva applicazione di questo metodo nella pratica clinica. Nei soggetti normali, in ritmo sinusale, la contrazione atriale destra precede la sistole atriale sinistra e pertanto l'apertura della tricuspide precede quella della mitrale (Fig. 7); è stato osservato che il flutter atriale può essere riconosciuto quando l'apertura della mitrale precede quella della tricuspide⁴², mentre nella fibrillazione atriale le due valvole si aprono in genere contemporaneamente (anche se vi è una certa variabilità fra i pazienti). La valutazione dei tempi di chiusura delle valvole atrioventricolari è utile anche nell'anomalia di Ebstein⁴³.

Anche la valutazione dell'auricola atriale sinistra durante esame transesofageo può essere facilitata dalla ricostruzione M-mode⁴⁴. Infatti, la visualizzazione M-mode può aiutare a differenziare i movimenti attivi da quelli passivi delle pareti auricolari grazie al riconoscimento del conservato ispessimento parietale. Inoltre, la ricostruzione M-mode consente la valutazione della funzione auricolare a livello segmentario durante sia ritmo sinusale sia fibrillazione atriale; al contrario, l'ecocardiografia bidimensionale e il Doppler pulsato forniscono una valutazione globale della funzione auricolare, rispettivamente mediante il calcolo della frazione di svuotamento auricolare e la registrazione delle velocità di flusso intraauricolari.

Infine, dati preliminari del nostro gruppo sembrano indicare un'aumentata sensibilità della ricostruzione M-mode rispetto all'ecocardiografia M-mode convenzionale nel riconoscimento del collasso della parete ventricolare destra durante tamponamento cardiaco e anche una riduzione della variabilità legata all'osservatore (soprattutto nel caso di collassi limitati alla protodiastole e non facilmente riconoscibili con la valutazione bidimensionale) (Fig. 11).

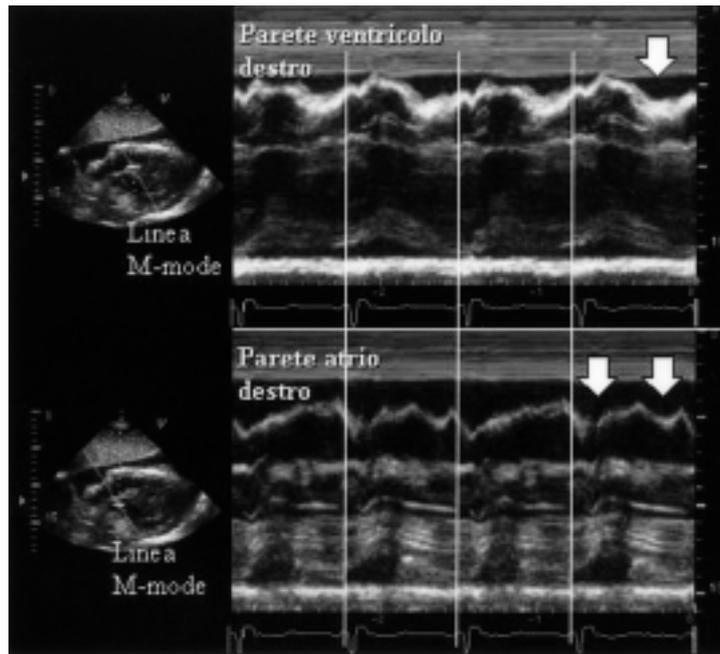


Figura 11. Ricostruzione M-mode del movimento della parete libera del ventricolo e dell'atrio destro visualizzati dalla finestra sottocostale in un paziente con versamento e segni di aumentata pressione intrapericardica. Le frecce indicano il collasso sistolo-diastolico della parete atriale e il collasso diastolico della parete ventricolare che sono riconoscibili molto chiaramente sulle immagini M-mode.

Conclusioni

Le tecniche di ricostruzione M-mode consentono di analizzare qualunque tipo di immagine bidimensionale sia real-time sia off-line. Tali tecniche permettono di superare i limiti della metodica M-mode convenzionale migliorando la precisione delle misure lineari, consentendo la rappresentazione M-mode di tutti i segmenti miocardici ventricolari e facilitando l'interpretazione delle dissinergie regionali, aspetto quest'ultimo particolarmente importante nell'ambito dell'eco-stress. Inoltre, la ricostruzione M-mode è utile anche in altre situazioni cliniche, fra cui il riconoscimento della sede della via anomala nella preeccitazione ventricolare. Pertanto, considerando i vantaggi clinici sopraesposti nonché la semplicità e la rapidità di uso delle tecniche di ricostruzione M-mode oggi disponibili, riteniamo che possano essere raccomandate per un'ampia utilizzazione nella pratica clinica ecocardiografica.

Riassunto

Le nuove tecniche di ricostruzione delle immagini ecocardiografiche in formato M-mode rendono oggi possibile l'applicazione dello studio monodimensionale a qualunque struttura del cuore. Tali tecniche sono state ampiamente valutate negli ultimi anni e sono risultate utili in diverse situazioni cliniche, in particolare nello studio della funzione ventricolare regionale sia in condizioni di riposo sia durante stress test. Inoltre, grazie ai recenti progressi tecnologici, queste tecniche sono

oggi utilizzabili non solo off-line ma anche real-time e ciò facilita la loro applicazione clinica. In questa rassegna sono discussi gli aspetti tecnici e le applicazioni cliniche attuali delle tecniche di ricostruzione M-mode.

Parole chiave: Ecocardiografia; Eco-stress; Preeccitazione.

Bibliografia

1. Picard MH. M-mode echocardiography: principles and examination techniques. In: Weyman AE, ed. Principles and practice of echocardiography. Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1994: 282-301.
2. Mele D, Olstad B, Alboni P, Levine RA. New possibilities for echocardiographic analysis of cardiac structures and flows by omnidirectional anatomic M-mode. *J Noninvasive Cardiol* 2000; 4: 24-8.
3. Pearlman JD, Hardy CJ, Cline HE. Continual NMR cardiography without gating: M-mode MR imaging. *Radiology* 1990; 175: 369-73.
4. Matsuda T, Shimizu K, Sakurai T, et al. Spin-echo M-mode NMR imaging. *Magn Reson Med* 1992; 27: 238-46.
5. Wigstrom L, Lindstrom L, Sjoqvist L, Thuomas KA, Wranne B. M-mode magnetic resonance imaging: a new modality for assessing cardiac function. *Clin Physiol* 1995; 15: 397-407.
6. Garcia-Fernandez MA, Fiser CS, Rohr AB, Yanguela MM, Garcia FB. M-mode omnidirectional recordings obtained from two-dimensional echocardiography. *J Clin Ultrasound* 1982; 10: 303-6.
7. Pierard LA, Ashman JK, Olstad B, Holm E, Berg K. Dimensional quantification of cardiac anatomy utilizing anatomical M-mode, a new post-processing technique used on high frame rate two-dimensional digitally stored cine-loops. (abstr) *Eur Heart J* 1995; 16 (Suppl): 510.
8. Bauer MR, Soble JS, Song I, et al. Accuracy of computer-

- generated synthetic M-mode for left ventricular regional wall thickening. (abstr) *J Am Coll Cardiol* 1996; 27 (Suppl): 7A.
9. Song I, Robergé A, Neuman A, Marcus RH, Soble JS. Tracking regional left ventricular wall movement using 2D echocardiographic cine-loops in concert with synthetic M-mode images (dynamic M-mode). In: Proceedings of the IEEE Computers in Cardiology Conference 1996.
 10. Soble JS, Song I, Bauer MR, et al. Computer generated synthetic M-mode: a new method for measurement of wall thickening as a parameter of regional left ventricular systolic function. (abstr) *Circulation* 1995; 92 (Suppl I): I-279.
 11. Giordano G, Coco R, Novelli G, Randazzo G, Carini V. Unlinked M-mode. Nuovi orizzonti per l'ecocardiografia. (abstr) In: Atti del VIII Congresso Nazionale SIEC. Torino, 1997: 445.
 12. Giordano G, Novelli G, Coco R, Randazzo V, Carini V. Panoramic M-mode, a novel system for off-line quantification of regional percent systolic thickening. (abstr) *Internal Medicine Clinical and Laboratory* 1997; 5: 215.
 13. Bermejo J, Garcia-Fernandez MA, Portales JF, Rey JR, Moreno M, Delcan JL. Quantification of normal regional systolic left ventricular function using omni-directional M-mode. (abstr) *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 540.
 14. Mele D, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Anatomic M-mode: a new technique for quantitative assessment of left ventricular size and function. *Am J Cardiol* 1998; 81: 82G-85G.
 15. Feigenbaum H. *Echocardiography*. Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1994: 137.
 16. Strotmann JM, Escobar Kvitting JP, Wilkeshoff UM, Wranné B, Hatle L, Sutherland GR. Anatomic M-mode echocardiography: a new approach to assess regional myocardial function. A comparative in vivo and in vitro study of both fundamental and second harmonic imaging modes. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 300-7.
 17. Palmes PP, Masuyama T, Yamamoto K, et al. High-frame-rate tissue harmonic imaging enhances anatomic M-mode sections of the left ventricle in short-axis view. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 738-47.
 18. Katsuki K, Nakatani S, Kanzaki H, et al. Clinical validation of accuracy of anatomical M-mode measurements: effect of harmonic imaging. *J Cardiol* 2001; 37: 35-42.
 19. Brodin LA, van der Linden J, Olstad B. Echocardiographic functional images based on tissue velocity information. *Herz* 1998; 23: 491-8.
 20. Mele D, Trono A. Anatomical M-mode: una nuova tecnica ecocardiografica potenzialmente utile per lo studio quantitativo del ventricolo sinistro. *Cardiologia* 1998; 43: 701-10.
 21. Asbot RG, Sugar K. Segment-by-segment left ventricular wall thickening analysis: a new possibility by "anatomical M-mode". (abstr) *Echocardiography* 1997; 14: S34.
 22. Abadi C, Avelar E, Mochizuki Y, Patel A, Teupe C, Pandian NG. Digital anatomic M-mode yields more accurate and reproducible measurements of ventricular dimensions and fractional shortening than conventional M-mode, with greater versatility. An advantage of a new, fully digital echo system. (abstr) *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 529.
 23. Mele D, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Anatomical M-mode: a new digital technique for improving quantitative assessment of LV dimensions and mass. (abstr) *Eur Heart J* 1998; 19 (Suppl): S103.
 24. Asbot RG, Sugar K, Bokon G. Left ventricular wall stress distribution by multidimensional M-mode: a regional dysfunction marker in coronary patients. (abstr) *Eur Heart J* 1998; 19 (Suppl): S102.
 25. Rabben SI, Torp AH, Stoylen A, et al. Semiautomatic contour detection in ultrasound M-mode images. *Ultrasound Med Biol* 2000; 26: 287-96.
 26. Mele D, Aschieri D, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Anatomical M-mode can improve analysis of left ventricular regional function in stress echocardiography. Initial clinical studies. (abstr) *Circulation* 1998; 17: I-430.
 27. Mele D, Bettiol K, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Anatomic M-mode combined with non-contrast octave tissue imaging improves analysis of left ventricular regional function in stress echocardiography. Initial clinical studies. (abstr) *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 389.
 28. Chan J, Wahi S, Cain P, Marwick TH. Anatomical M-mode: a novel technique for the quantitative evaluation of regional wall motion analysis during dobutamine echocardiography. *Int J Card Imaging* 2000; 16: 247-55.
 29. Iwado Y, Mizushige K, Watanabe K, et al. Quantitative analysis of myocardial response to dobutamine by measurement of left ventricular wall motion using omnidirectional M-mode echocardiography. *Am J Cardiol* 1999; 83: 765-9.
 30. Barletta G, Del Bene R, Lo Sapio P, Gallini C, Fantini F. Post-ejection thickening as a marker of viable myocardium. An echocardiographic study in patients with chronic coronary artery disease. *Basic Res Cardiol* 1998; 93: 313-24.
 31. Heimdal A, Stoylen A, Torp H, Skjaerpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 1013-9.
 32. Mele D, Olstad B, Donateo M, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Strain rate imaging can accurately identify infarct segments in patients with myocardial infarction: a clinical study. (abstr) *J Am Coll Cardiol* 2000; 35 (Suppl A): 494.
 33. Brodin LA, van der Linden J, Gaballa M, Lind B, Jensen-Urstad M, Olstad B. Tissue Doppler analysis of myocardial wall motion and velocities with curve-linear M-mode in left anterior and complete bundle branch blocks. (abstr) *Circulation* 1998; 98 (Suppl I): I-849.
 34. Jensen-Urstad M, van der Linden J, Hellstrom A, Olstad B, Brodin LA. Tissue velocity information of ventricular fibrillation in man. (abstr) *Circulation* 1998; 98 (Suppl I): I-166.
 35. Pai RG, Bodenheimer MM, Pai SM, Koss JH, Adamick RD. Usefulness of systolic excursion of the mitral annulus as an index of left ventricular systolic function. *Am J Cardiol* 1991; 67: 222-4.
 36. Alam M. The atrioventricular plane displacement as a means of evaluating left ventricular systolic function in acute myocardial infarction. *Clin Cardiol* 1991; 14: 588-94.
 37. Emission K, Wandt B. The relation between mitral annulus motion and ejection fraction changes with age and heart size. *Clin Physiol* 2000; 20: 38-43.
 38. Carstensen S, Host U, Atar D, Saunamaki K, Kelbaek H. Atrioventricular plane motion during dobutamine-atropine stress echocardiography: the biphasic response in healthy subjects revisited. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 885-90.
 39. Obieta-Fresnedo I, Ionescu A, Fraser AG. Anatomical versus conventional M-mode for the measurement of systolic mitral annular motion: a validation study using Doppler myocardial imaging. (abstr) *Echocardiography* 1998; 15 (Part 2): S13.
 40. Mele D, Paparella N, Fucà G, Pedini I, Alboni P. Detection of early ventricular contraction site in Wolff-Parkinson-White syndrome by anatomical M-mode. (abstr) *Circulation* 1998; 17: I-784.
 41. Mele D, Alboni P. L'ecocardiografia nella localizzazione della via anomala nella pre-eccitazione ventricolare. Tecniche, utilità e limiti. *G Ital Cardiol* 1999; 29: 730-8.
 42. Fujii J, Foster JR, Mills PG, Moos S, Craige E. Dual echocardiographic determination of atrial contraction sequence in atrial flutter and other related atrial arrhythmias. *Circulation* 1978; 58: 314-21.
 43. Kotler MN, Lundstrom NR. Tricuspid valve in Ebstein's anomaly. *Circulation* 1974; 49: 194-5.
 44. Mele D, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Segmental evaluation of the left atrial appendage by anatomic M-mode. Initial observations in patients with sinus rhythm and atrial fibrillation. (abstr) *Eur Heart J* 1999; 20 (Suppl): 289.