



opinioni/ipotesi

Monitoraggio emodinamico attraverso l'ecocardiografia transesofagea*

Relazione tra pressione, flusso e funzione

Jan I. Poelaert, MD, PhD, FCCP; Guido Schüpfer, MD

(CHEST Edizione Italiana 2005; 1:48-59)

Parole chiave: ecocardiografia; emodinamica; funzione ventricolare sinistra; monitoraggio

Abbreviazioni: onda A = onda tardiva di riempimento; CW = onda continua; $+dP/dt_{max}$ = primo massimo derivato positivo della pressione, corretto per il tempo; Ea = elastanza arteriosa; E/A rapporto tra l'onda relativa al riempimento precoce e rapido e l'onda di riempimento tardivo; onda E = onda di riempimento precoce e rapido; LA = atrio sinistro; LAP = pressione dell'atrio sinistro; LV = ventricolo sinistro; LVEDA = area telediastolica del ventricolo sinistro; LVEDP = pressione telediastolica ventricolare sinistra; LVEDV = volume telediastolico del ventricolo sinistro; PCWP = pressione di incuneamento capillare polmonare; PW = onda pulsatile; PWR = forza cardiaca; RV = ventricolo destro; RVOT = canale di eiezione del ventricolo destro; SV = gittata sistolica; TDI = immagini tissutali Doppler; TEE = ecocardiografia transesofagea; VTI = integrale velocità-tempo

In ambito cardiologico, le tecniche per immagini sono fondamentali per la diagnosi ed il trattamento. L'ecocardiografia e il Doppler sono le tecniche più comunemente utilizzate. L'ecografia transtoracica è una tecnica per immagini fondamentale per la diagnosi delle malattie cardiovascolari. L'impatto

dell'ecocardiografia nei cambiamenti del trattamento e della gestione dei pazienti ospedalizzati è del 57%, anche se i cambiamenti si verificano più comunemente nei pazienti ricoverati nelle unità di rianimazione piuttosto che nei reparti internistici (54% vs 37%, rispettivamente).¹⁻² Tuttavia l'approccio transtoracico per l'ecocardiografia ha alcune limitazioni specifiche che riguardano la visualizzazione delle diverse strutture cardiache e dei grandi vasi. La Tabella 1 mostra in dettaglio i potenziali vantaggi e i problemi relativi alle due tecniche. L'ecocardiografia transesofagea (TEE) associata alle immagini Doppler ha aperto delle prospettive completamente diverse ed è diventata uno strumento affascinante ed interessante non solo per la diagnosi nella pratica clinica³ ma anche per il monitoraggio dell'emodinamica in fase operatoria, avendo un impatto decisivo sul trattamento chirurgico. Inoltre, poiché questa tecnica si può applicare direttamente al letto del malato, la TEE facilita la diagnosi ed il trattamento dell'insufficienza cardiovascolare in fase operatoria e nei pazienti in terapia intensiva.⁴

L'insufficienza circolatoria di origine cardiaca negli adulti è spesso dovuta a insufficienza ventricolare. In più del 50% dei pazienti candidati all'intervento chirurgico o ricoverati in rianimazione sono presenti problemi cardiologici. L'insufficiente funzione cardiaca, che si osserva spesso nei pazienti critici, è il più delle volte legata ad un deficit di pompa. Negli ultimi decenni sono stati ben identificati diversi fattori eziologici del deficit di pompa, come l'ischemia miocardica, la cardiopatia settica, le risposte flogistiche, l'insufficienza del ventricolo destro (RV) secondaria ad ipertensione polmonare o una combinazione di diversi fattori. La funzione del ventricolo sinistro (LV) è un parametro fondamentale in molte condizioni, anche se il ruolo del RV nei pazienti critici non dovrebbe essere sottostimato.⁵ Pertanto, la valutazione clinica della funzione cardiaca dovrebbe considerare la funzione del ventricolo sinistro e destro rispetto all'aumentata morbi-

*Dal Department of ICU (Dott. Poelaert), University Hospital, Gent, Belgio; Klinik für Anästhesie und Operative Intensivmedizin (Dott. Schüpfer), Kantonsspital, Luzern, Svizzera.

Lo studio è stato finanziato in parte da un grant dell'International Research Centre, Gent, Belgio. Jan Poelaert ha ricevuto un finanziamento dal Research Fund "Bijzonder Onderzoeksfonds" (N. B/03719) della Ghent University, Gent, Belgio (2002-2003). Manoscritto ricevuto il 9 gennaio 2004; revisione accettata il 24 agosto 2004.

La riproduzione di questo articolo è vietata in assenza di autorizzazione scritta dell'American College of Chest Physicians (e-mail: permissions@chestnet.org).

Corrispondenza: Jan Poelaert, MD, PhD, FCCP, Cardiac Anaesthesia and Postoperative Cardiac Surgical ICU, Department of ICU, University Hospital, De Pintelaan 185, B9000 Gent, Belgium; e-mail: jan.poelaert@ugent.be

(CHEST 2005; 127:379-390)

Tabella 1—Indicazioni per l'ecocardiografia transtoracica e TEE

Ecocardiografia transtoracica	TEE
Screening generale- valutazione globale	Instabilità emodinamica
Valutazione emodinamica	Ecocardiografia nei pazienti ventilati (anche in posizione prona)
Esclusione di un tamponamento	Tamponamento (locale)
Edema polmonare	Cardiochirurgia: monitoraggio emodinamico intraoperatorio e postoperatorio Chirurgia non cardiaca: monitoraggio intraoperatorio
Sovraccarico ventricolare dx acuto (embolia polmonare, ipertensione polmonare)	Sovraccarico ventricolare destro acuto con ipossiemia
Trauma toracico (paziente non ventilato)	Trauma toracico (paziente ventilato)
Controindicazioni alla TEE	Diagnosi/esclusione di dissezione aortica; diagnosi/esclusione di endocardite; esclusione di trombi dell'atrio sinistro

lità e mortalità. La valutazione precoce della disfunzione sistolica e diastolica del ventricolo sinistro attraverso sistemi di monitoraggio sensibili è fondamentale, soprattutto quando si verifica un rapido spostamento dei fluidi come succede nei pazienti ipovolemici o in stato di shock.

L'attività sistolica del LV è determinata dai seguenti tre fattori fondamentali: 1) la legge di Frank-Starling, per la quale è necessario misurare le pressioni ed i volumi; 2) la contrattilità, indipendentemente dalle condizioni del carico e 3) la frequenza cardiaca. La valutazione della contrattilità ventricolare deve essere fatta indipendentemente dalla condizione di carico. Per descrivere lo stato emodinamico di un paziente la maggior parte dei clinici utilizza routinariamente un'analisi delle pressioni piuttosto che la determinazione dei volumi. Tuttavia le pressioni forniscono solo una valutazione approssimativa dei determinanti fisiologicamente importanti della funzione ventricolare, in particolare della contrattilità, del pre-carico e del post-carico. Diverse revisioni⁶⁻⁸ hanno già evidenziato l'eleganza con cui la TEE fornisce dati in tal senso. Clinicamente, la pressione ed il flusso sembrano essere le caratteristiche più importanti. Da questi due parametri sono state derivate numerose variabili che descrivano più dettagliatamente l'emodinamica del cuore sinistro e del circolo periferico. L'interazione tra pressione e flusso è una caratteristica importante della funzione

cardiaca e della dinamica circolatoria, ed è più precisa rispetto alla misurazione di un solo parametro. La relazione tra il flusso stimato con l'ecocardiografia e le relative misurazioni della pressione e dell'energia generata dal LV, che pompa sangue nel sistema circolatorio, saranno l'oggetto di questa revisione.

PRESSIONE E FLUSSO

Nella pratica clinica giornaliera vengono adoperati diversi valori di pressioni per indicare il pre-carico ventricolare. In questo paragrafo descriveremo la relazione tra i vari valori di pressione comunemente usati ed i flussi intra-cardiaci. Per ottenere misurazioni rilevanti del flusso è stata usata l'ecocardiografia doppler. Quando un raggio ultrasonico colpisce un oggetto in movimento (ad es. un RBC in movimento), la frequenza del suono riflesso è alterata. Questo fenomeno è noto come effetto Doppler (Christian Doppler, 1842). L'ecocardiografia Doppler mostra i dati relativi alla velocità, derivati dalla misurazione dello spostamento di frequenza, sotto forma di spettro. I movimenti dell'RBC verso il trasduttore appaiono sopra la linea dello zero, mentre i segnali negativi mostrano i movimenti di allontanamento dell'RBC dal trasduttore. Quando si interpretano i segnali Doppler e le forme dell'onda devono essere considerati i seguenti principi generali:⁹

1. Il segnale Doppler deve essere allineato con la direzione stimata del flusso sanguigno. L'angolo dell'intercetta deve essere minore di 20°. Angoli più ampi inducono un errore inaccettabile. Per correggere questo errore deve essere considerato il coseno dell'angolo di intercettazione nel calcolare il valore reale della velocità. Ad un angolo di 60° la velocità trasmessa corrisponderà alla metà della velocità reale, che rappresenta un valore importante nella pratica clinica.
2. Il Doppler ad onda continua (CW) deve essere usato ogni volta che ci si trova in presenza di alte velocità. Il Doppler ad onde pulsanti (PW) può indurre una sottostima della velocità del flusso. Questo è dovuto alle caratteristiche fisiche delle due tecniche. Il Doppler CW (con un cristallo di trasmissione ed uno di ricevimento) misura tutte le velocità nell'asse del raggio, senza limitazioni nell'analizzare le alte velocità. Ciò nonostante il Doppler CW manca della risoluzione spaziale necessaria per stimare la profondità precisa alla quale la misurazione viene ottenuta. Il Doppler PW è caratterizzato da un cristallo che invia e riceve segnali consecutivamente, ritardando considerabilmente il processo di misurazione della velocità Doppler. Ciò consente una precisa determinazione della localizza-

zione della fonte dello spostamento di frequenza, ma limita anche immediatamente il range delle velocità che possono essere misurate. Ciò può essere spiegato nel seguente modo:

- La profondità della finestra di campionamento. Più lontano è la sede del campionamento più lungo sarà il tempo di attesa a causa della consecutività dell'azione dei cristalli di trasmissione e dei cristalli di ricezione.
 - Il segnale Doppler PW è ottenuto alla frequenza della ripetizione del segnale il quale si avvicina alla frequenza di spostamento dell'effetto Doppler.
 - Considerando la fisica del Doppler, il trasduttore deve campionare con una velocità doppia con un sensore di 5 MHz, rispetto a un sensore di 2,5 Mhz, per misurare lo stesso spostamento Doppler. Pertanto, con la stessa frequenza di ripetizione del segnale, la velocità massima registrabile dal Doppler con un sensore di 2,5 Mhz è il doppio della velocità registrabile con un sensore di 5 Mhz. Questo fenomeno implica che un sensore di 5 Mhz controllerà più strati superficiali del tessuto rispetto ad un sensore di 2,5 Mhz.
3. Il volume da campionare deve trovarsi al centro del vaso in modo da diminuire potenziali turbolenze.
 4. L'ecocardiografia con Doppler PW non è utile quando è presente un gradiente pressorio attraverso una valvola o quando bisogna valutare una stenosi sub-valvolare. In queste circostanze deve essere utilizzata l'ecocardiografia con doppio CW.

L'ecocardiografia non rappresenta solo un valido strumento per valutare la funzione ventricolare globale, ma rappresenta anche una tecnica ben riconosciuta per valutare la funzione ventricolare regionale nei pazienti con potenziali malattie cardiache. Per molti anni l'ecocardiografia di routine ha permesso solo la visualizzazione della disfunzione regionale. L'interpretazione dell'ispessimento del miocardio e del movimento dell'endocardio richiede un osservatore esperto, il metodo è soggettivo e non è utile nella ricerca. L'eco-color Doppler (TDI) è stato introdotto alcuni anni fa e permette di valutare gli spostamenti Doppler a bassa velocità e ad alta ampiezza e permette di mostrare in tempo reale le velocità dei tessuti.¹⁰⁻¹¹ Questa tecnica permette di delineare in maniera non invasiva le velocità del miocardio nel cuore umano¹¹⁻¹² a livello di un segmento della parete miocardica¹³ o della valvola mitralica. Inoltre, sia la funzione diastolica che la funzione diastolica regionale possono essere derivate dal pattern Doppler del movimento della parete miocardica.¹⁴⁻¹⁵

Pressioni di riempimento del cuore sinistro

L'ecocardiografia permette la stima indiretta delle pressioni di riempimento del LV in molti modi, utilizzando l'ecocardiografia doppler¹⁶⁻¹⁸ e l'ecocardiografia bidimensionale.¹⁸⁻²⁰ Nei pazienti con funzione cardiaca normale la pressione telediastolica del LV (LVEDP) è direttamente correlata al volume telediastolico del LV (LVEDV). Clinicamente tuttavia nei pazienti con ridotta compliance ventricolare la relazione tra pressione e volume è difficile da determinare, in particolare in presenza di ischemia miocardica o tamponamento,²¹ sebbene in teoria le curve pressione-volume permettano di determinare la compliance del LV. La valutazione diretta dei volumi ventricolari per stimare il pre-carico è superiore alle misurazioni delle pressioni a causa dell'importante interferenza della compliance ventricolare. Numerosi fattori interferiscono con questa relazione come l'alterata compliance durante ischemia miocardica, la stimolazione inotropica e l'alterazione delle pressioni intratoraciche.

Utilizzando l'ecografia bidimensionale la posizione dell'assetto interatriale e la sua curvatura riflettono la relazione tra le pressioni atriali destra e sinistra (LAP).²² Pertanto possono essere valutate le relative differenze di pressione tra l'atrio destro e quello sinistro. Può essere grossolanamente stimato inoltre lo stato di riempimento. In particolare il movimento del setto interatriale durante il ciclo cardiaco suggerisce la differenza di pressione tra l'atrio destro e quello sinistro.²² Nei pazienti con ipovolemia questo movimento è aumentato. La stima del pre-carico dell'RD e dell'LD attraverso il posizionamento del setto interatriale non può essere effettuata nelle seguenti situazioni:

- Presenza di rigurgito tricuspide con conseguente spostamento del setto verso l'atrio sinistro;
- Rigurgito mitralico acuto nel quale c'è un aumentato movimento del setto;
- Stenosi della mitrale o rigurgito mitralico cronico, come nell'insufficienza severa del ventricolo sinistro, nella quale l'ampiezza del setto è diminuita. Questa è un'informazione importante perché fornisce notizie importanti sulla durata della malattia diagnosticata.

L'ecocardiografia Doppler fornisce una buona stima delle pressioni di riempimento del cuore sinistro usando il flusso trans-mitralico, il picco di flusso di rigurgito, il pattern di flusso nel circolo venoso polmonare e le immagini Doppler miocardiche. Il flusso transmitralico, ottenuto in una visione a quattro camere, è direttamente correlato al riempimento del ventricolo sinistro ed è controllato dal gradiente pressorio transmitralico. Il pattern di riempimento normale è mostrato in un tracciato bifasico con

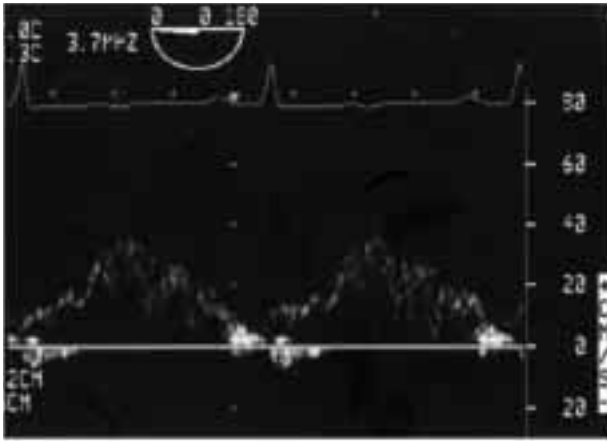


FIGURA 1. Doppler di un flusso transmitralico normale. Si osserva l'onda di contrazione atriale che segue l'onda E.

un'onda precoce di riempimento rapido (onda E) seguita da un periodo con flusso minimo o assente (Fig. 1). Alla fine, segue l'onda tardiva di riempimento (onda A) causata dalla contrazione atriale. Entrambi le velocità dei flussi delle rispettive onde e gli integrali dei corrispondenti tempi di velocità sono importanti caratteristiche del riempimento dell'LV.⁹ Un altro parametro facilmente calcolabile è il rapporto dei picchi di flusso [ossia il rapporto dell'onda E sull'onda A (E/A)]. Un normale rapporto della velocità di flusso è nel range compreso tra 0,75 ed 1,40. Il rapporto E/A dipende fortemente dall'età; con l'aumentare dell'età la velocità dell'onda E diminuisce in favore dell'onda tardiva A. È importante ricordare che le varie velocità Doppler sono il risultato di diverse caratteristiche fisiologiche come la compliance ed il rilassamento dell'LV, la compliance dell'atrio sinistro (LA), l'area della valvola mitralica e la pressione dell'LA (LAP). Inoltre la ventilazione meccanica,²³ così come i costringimenti esterni (trombi nel sacco pericardico, irrigidimento del pericardio o ventilazione ad alta pressione di fine respirazione con potenziale compressione cardiaca), possono alterare il riempimento ventricolare. A causa di questi fattori confondenti è chiaro che non esiste una correlazione tra la velocità di riempimento precoce e la pressione di riempimento sinistra (LAP). Se la LAP è bassa nei pazienti con cardiomiopatia dilatativa, la velocità dell'onda E, così come il rapporto E/A, sono bassi. Con la progressione dello scompenso cardiaco in questi pazienti la velocità dell'onda E aumenterà e il rapporto E/A sarà maggiore di 1. L'onda E con velocità più alta avrà un tempo di decelerazione più breve, che riflette una diminuita compliance del ventricolo, che evolve verso un pattern restrittivo ($E > A$),²⁴ ed un ventricolo sinistro rigido con un rapido ed impor-

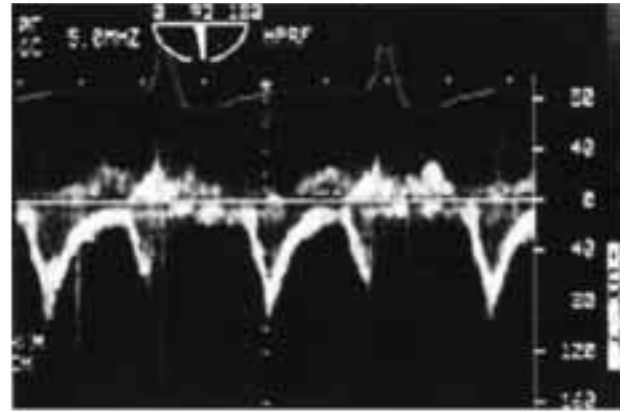


FIGURA 2. Doppler venoso polmonare normale. Si osserva una contrazione inversa che precede un'ampia onda di flusso sistolica. L'onda di flusso sistolica, talvolta bifasica, è seguita dall'onda diastolica.

tante aumento delle pressioni ventricolari con piccole quantità di sangue.

Quando è presente, il rigurgito mitralico può essere usato per stimare il riempimento del ventricolo. L'ecocardiografia Doppler permette la stima della LAP usando l'equazione di Bernoulli modificata come descritto in questa formula¹⁷:

$$LAP = RRAO - (4 V^2_{TMF})$$

nella quale RRAO è la pressione sistolica aortica e V^2_{TMF} è il picco di rigurgito transmitralico. Questo metodo è basato sull'assunzione che non c'è gradiente pressorio tra il ventricolo e l'aorta ascendente.

Il pattern di flusso venoso polmonare (Fig. 2) rimane la terza possibilità per stimare le pressioni di riempimento sinistre.²⁵ L'onda di flusso sistolica è frequentemente bifasica quando ci troviamo in uno stato di basso riempimento. Il cambiamento nella velocità di flusso sistolico nella vena polmonare è direttamente correlato ai cambiamenti nella gettata cardiaca. Il rapporto dell'integrale tempo-velocità sistolici e la somma di entrambi gli integrali tempo-velocità sistolici e diastolici correlano più fortemente ($r = -0,88$)¹⁶ quando la durata dell'onda di flusso polmonare (onda *a*) è superiore all'onda di flusso transmitralico. Si pensa solitamente che questo sia un segnale di adeguata pressione di riempimento.²⁵ Un rapporto di flusso sistolico/diastolico $< 0,4$ riflette pressioni di riempimento ventricolare marcatamente aumentate. Questo è dovuto principalmente ad una ridotta compliance di LA.²⁶ Questo studio dimostra anche che la LVEDP è il principale determinante della velocità sistolica a livello polmonare. Un fattore di interferenza minore è la funzione ventricolare sistolica. Per stimare la LVEDP dovrebbe essere d'aiuto un pattern Doppler del cir-

colo venoso polmonare ottenuto in uno degli orifizi interni delle vene polmonari. Un rapporto delle velocità delle onde di flusso sistolica/diastolica $< 0,4$ è suggestivo di un'aumentata LVEDP.²⁷ Un'altra importante caratteristica è il rapporto della durata dell'onda del flusso atriale inverso a livello delle vene polmonari e l'onda di contrazione atriale a livello della valvola mitralica. La differenza tra la durata del flusso inverso atriale e la durata dell'onda del flusso atriale è indipendente dall'età e pertanto può essere usata come un indice affidabile di LVEDP, anche nei pazienti più anziani. La durata di un'onda α inversa che supera la durata dell'onda interna atriale predice una LVEDP > 15 mmHg. Non è stata trovata alcuna correlazione tra questo indice e la LAP, suggerendo che questo indice è una misura della compliance diastolica tardiva del ventricolo sinistro.²⁸ È stata dimostrata una correlazione significativa tra l'integrale velocità-tempo sistolici nella vena polmonare (VTI, area sotto la curva del segnale Doppler) e l'onda atriale VTI, suggerendo una relazione tra il riempimento e lo svuotamento atriale. La pressione telediastolica ventricolare sinistra rappresenta il principale determinante della velocità sistolica nel pattern Doppler della vena polmonare.^{18,26} Nella pratica clinica tutti e tre i metodi Doppler vengono usati consecutivamente.

L'onda di flusso sistolica nel pattern Doppler della vena polmonare è preceduta da una piccola onda di contrazione atriale.²⁵ L'onda sistolica qualche volta mostra due picchi che sono legati a rilasciamento atriale e mitralico, rispettivamente.²⁵ L'onda di flusso sistolica è seguita da un'onda di flusso diastolico, la pressione di incuneamento dei capillari polmonari (PCWP) correla meglio con la velocità atriale inversa ($r = 0,81$).²⁵ In uno studio²⁹ su pazienti con infarto del miocardio è stato dimostrato che la PCWP correlava negativamente con il tempo di decelerazione del pattern Doppler della vena polmonare in diastole ($r = -0,89$), con una sensibilità e specificità di questa misura < 160 ms nel predire una PCWP > 18 mm Hg, del 97% e 96%, rispettivamente.²⁹

Nel 1998 Nagueh e coll.³⁰ hanno dimostrato che le pressioni di riempimento sinistre possono essere stimate abbastanza accuratamente utilizzando le immagini del Doppler miocardico (TDI). Il TDI valuta la velocità del miocardio in movimento e pertanto valuta gli spostamenti di fase dei segnali ad ultrasuoni riflessi dai tessuti miocardici. Le velocità sono molto più basse (da < 10 a 15 cm/s) rispetto alle velocità del flusso sanguigno. L'ampiezza dell'onda ultrasonica riflessa è più alta (40 decibel). Questi due cambiamenti fanno sì che siano necessari degli aggiustamenti per l'interpretazione dei risultati.

Pertanto, il TDI funziona come un filtro di alto passaggio, permettendo la misurazione delle velocità

basse. Il setting del Doppler viene aggiustato per un limite Nyquist di 20 cm/s con il filtro più basso ed un guadagno minimo. Inoltre, il TDI ha anche delle caratteristiche che permettono di migliorare la sua potenza per essere usato nei pazienti critici come segue: il TDI è basato sullo spostamento della frequenza piuttosto che sull'ampiezza dei segnali; il TDI usa frequenze di trasmissione più basse, permettendo una migliore penetrazione nel tessuto; il TDI ha una risoluzione temporale favorevole.

La velocità diastolica misurata con TDI (e l'elastanza arteriosa [Ea]) si comporta come un indice indipendente dal carico di rilasciamento ventricolare sinistro. Il rapporto tra onda E ed Ea ha mostrato la correlazione più forte con la PCWP ($r = 0,86$),³¹ indipendentemente dal pattern e dalla frazione di eiezione. Mentre l'onda E è dipendente dal carico, l'Ea ottenuta col TDI, si comporta come un indice di rilasciamento ventricolare indipendente dal carico. In 100 pazienti è stata descritta una relazione tra il rapporto onda E/Ea e la PCWP ($r = 0,86$)³⁰ indipendentemente dal pattern e dalla frazione di eiezione, anche se questo non è stato confermato.³²

Stima del pre-carico

La TEE fornisce buoni parametri qualitativi e quantitativi per stimare il pre-carico in pazienti con funzione ventricolare normale o alterata. In un paziente in rianimazione adeguatamente sedato la presenza di un ventricolo iperdinamico, in assenza di farmaci inotropi, potrebbe essere un segno di ipovolemia.³³ Inoltre, la presenza di pareti che collabiscono, con una potenziale obliterazione del canale di deflusso, è suggestiva di scarso riempimento.³³

La valutazione del volume del ventricolo sinistro viene effettuata tracciando il confine endocardico di fine diastole in una finestra a metà dell'esofago su un piano longitudinale.³⁴ Il software usato nell'ecocardiografo per calcolare il volume usa i metodi dei dischi (la regola di Simpson), che è una tecnica ben validata, in grado di fornire risultati molto accurati negli adulti e nei bambini.³⁵ Una stima quantitativa può essere effettuata in diversi modi usando l'ecocardiografia bidimensionale. L'area telediastolica del ventricolo sinistro (LVEDA), misurata per definizione a livello della papilla media del ventricolo, correla bene con gli analoghi volumetrici.³⁶ In particolare, i cambiamenti di LVEDA riflettono strettamente i cambiamenti in LVEDV. L'indice LVEDA è molto suggestivo di uno scarso riempimento del ventricolo sinistro indicando una superficie $< 5,5$ cm²/m².³⁷ Altri autori hanno descritto in pazienti con funzione ventricolare normale durante una ipovolemia graduale un declino lineare di LVEDA di 0,3 cm² per percentuale di sangue perso.³⁸⁻³⁹ È stata

dimostrata una buona correlazione ($r = 0,87$) fra i cambiamenti nell'indice LVEDA e il volume ematico intra-toracico, misurato con la tecnica delle diluizione nei pazienti sottoposti a chirurgia cardiaca, sebbene nessun parametro correlasse (evidentemente) con la PCWP.⁴⁰

Sono stati evidenziati diversi problemi e limitazioni dell'LVEDA. Quando sono presenti delle anomalie segmentali di movimento della parete l'uso di LVEDA per misurare il pre-carico è limitato. Inoltre, la regione apicale del ventricolo sinistro è più soggetta ad anomalie segmentali di movimento rispetto alla base.⁴¹ In questo caso, devono essere considerati i metodi di ecocardiografia Doppler e la variazione nelle massime velocità Doppler indotte dalla respirazione.⁴² I dati ecocardiografici ottenuti da un singolo piano difficilmente forniscono informazioni sullo stato del riempimento.

Tuttavia usando una finestra ad asse corto per ottenere la LVEDA, una finestra a metà dell'esofago permette la visione dell'asse longitudinale del ventricolo sinistro. La determinazione del volume del ventricolo può essere effettuata utilizzando la regola di Simpson. Il ventricolo sinistro è diviso in 20 dischi ellissoidali di uguale altezza ma di diametri diversi; la somma dei rispettivi volumi dei dischi permette il

calcolo del volume ventricolare totale. Questa tecnica è stata validata con l'angiografia.

Negli ultimi anni il termine "risposta dei fluidi" è stato proposto come un'importante stima dell'ottimizzazione del pre-carico (Fig. 3). Utilizzando metodi che sono simili alla variazione respiratoria della pressione sistolica⁴³ e alla variazione della gittata sistolica,⁴⁴ che correla bene con una risposta positiva dei fluidi, Slamah e coll.⁴² hanno dimostrato il valore della misurazione del flusso attraverso la valvola aortica nella valutazione della variazione della velocità di flusso con le variazioni cicliche delle pressione intratoracica. Il VTI a quel livello diminuisce progressivamente in stretta relazione con una graduata e controllata perdita ematica effettuata nei modelli animali sperimentali. Le variazioni respiratorie di VTI rappresentano un indice sensibile della risposta dei fluidi, in accordo con la dimostrazione di una variazione della pressione sistolica, una variazione della gittata sistolica (SV) e una variazione della pressione pulsante.

FLUSSO E FUNZIONE

Per descrivere la funzione ventricolare globale sono stati proposti molteplici indici. Sono stati consi-

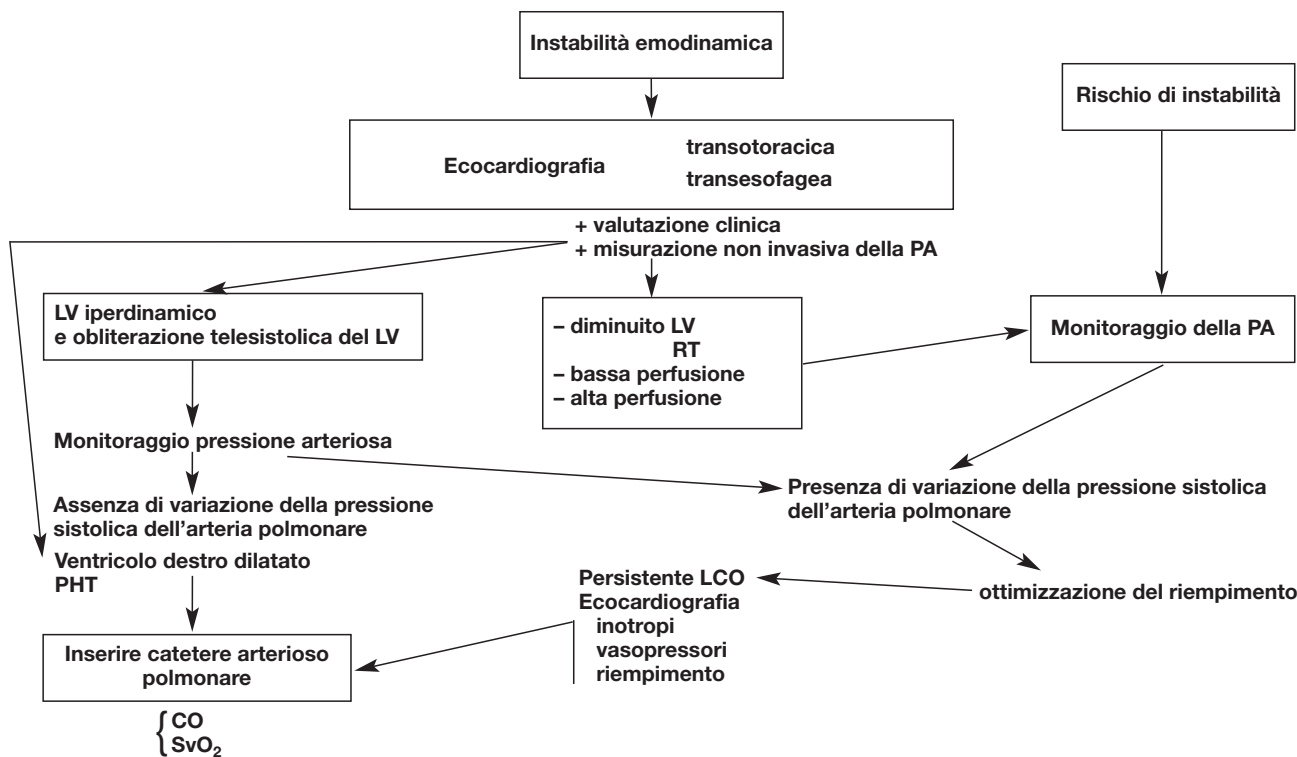


FIGURA 3. Approccio clinico al monitoraggio emodinamico. PA = pressione arteriosa; CO = gittata cardiaca; PHT = ipertensione polmonare; LCO = gittata cardiaca bassa; SvO₂ = saturazione venosa mista di ossigeno.

derati parametri che dipendono dal carico e parametri indipendenti dal carico.⁴⁵ La frazione di eiezione è un classico esempio di parametro che descrive la funzione ventricolare globale dipendente dal carico.⁴⁶ Tuttavia nella discussione sul flusso e la funzione, la frazione di eiezione o, in termini ecocardiografici, la contrazione dell'area della frazione, non sarà trattata.

Con la TEE e l'ecografia Doppler è facile stimare le caratteristiche dipendenti dal carico come la SV, la gittata cardiaca e il primo derivato massimo positivo della pressione corretto per il tempo (+ dP/dT max). La valutazione della SV include la misurazione del flusso e la determinazione dell'area attraversata dal flusso. L'area attraverso la quale il flusso si propaga è un aspetto della determinazione della gittata sistolica. Devono essere misurati o il diametro di una certa locazione o preferibilmente l'effettiva area di superficie misurata nel tempo. Sono state usate diverse localizzazioni: canale di deflusso del ventricolo destro (RVOT) e arteria polmonare;⁴⁷⁻⁴⁹ valvola mitralica; canale di deflusso del ventricolo sinistro a livello della valvola aortica.⁵⁰⁻⁵² Appare chiaro dai primi studi⁵³ che qualche volta il diametro dell'arteria polmonare è difficile da misurare e questo spiega il coefficiente di correlazione più basso. Tuttavia,



FIGURA 4. Una visione transgastrica profonda sul piano trasversale ottenuta introducendo la sonda profondamente nello stomaco con anteflessione massima e flessione laterale a sinistra. Questa finestra permette la valutazione funzionale della valvola aortica, poiché l'angolo di intercettazione tra il segnale Doppler e il flusso ematico è piccolo o assente. MD = valvola mitrale; AA = aorta ascendente.

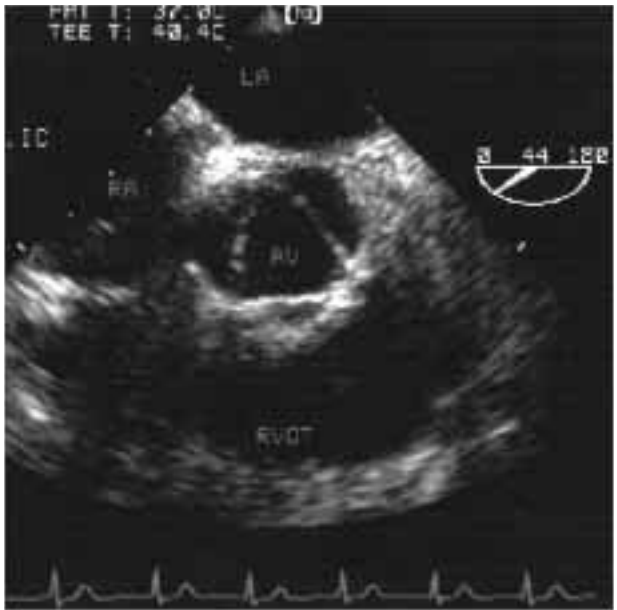


FIGURA 5. La valvola aortica (AV) con le tre cuspidi è visualizzata a livello del mediastino superiore in un piano intermedio. Questa finestra permette la misura dell'area effettiva della valvola aortica nel tempo. RA = atrio destro.

usare un volume di campionamento posto a livello del tratto medio dell'arteria polmonare è un sistema facile ed elegante per valutare il ventricolo sinistro.⁵³ Un certo allenamento permette anche la valutazione del ventricolo destro nella RVOT da una finestra trans-gastrica profonda.⁵⁴ Il diametro della valvola mitralica è difficile da misurare poiché l'anulus non è circolare e cambia durante il ciclo cardiaco, non permettendo l'uso della valvola mitralica per la misurazione del ventricolo destro.⁵⁵ La misurazione del flusso attraverso la valvola aortica rappresenta una terza possibilità.⁵⁶ Per permettere la misurazione del diametro della valvola aortica bisogna ottenere una sezione longitudinale a metà dell'esofago (Fig. 4). È stato dimostrato che la misurazione nel tempo dell'effettiva superficie aortica ha



FIGURA 6. Doppler continuo che permette la valutazione del flusso attraverso la valvola aortica.

un'estrema accuratezza.^{50,51} Questo metodo può essere applicato posizionando il trasduttore a metà dell'esofago ruotando il sensore multipiano da 25° a 40° (Fig. 5). Nella pratica clinica routinaria tuttavia viene effettuato più facilmente il metodo della misurazione dei diametri con una precisione più bassa ma accettabile.^{52,57-59}

Il flusso è ottenuto attraverso la misurazione dell'area sotto la curva dell'onda Doppler. Ciò fornisce informazioni sul VTI (in cm) (Fig. 6). Il VTI fornisce la distanza alla quale un RDC è proiettato avanti durante un ciclo cardiaco ed è pertanto direttamente correlato alla funzione sistolica del ventricolo sinistro o destro, dipendendo dalla localizzazione del volume campionato. Pertanto, la SV può essere calcolata mediante le seguenti formule:

$$SV = VTI * AVA$$

quando si sceglie il metodo della superficie effettiva della valvola aortica (AVA) misurata nel tempo. Questo metodo è il più accurato.

$$SV = VTI * 0,78 * D^2$$

quando si sceglie il metodo di misurazione del diametro (D). Nella pratica clinica il metodo di misurazione del diametro a livello dell'arteria polmonare o della valvola aortica fornisce una stima adeguata della SV.

Quando è presente stenosi aortica il segnale Doppler CW mostra un'immagine caratteristica con due densità di flusso.⁶⁰ Il VTI della parte più intensa rappresenta la SV, mentre il contorno esterno mostra la velocità del picco che permette il calcolo del gradiente pressorio a livello della valvola aortica utilizzando l'equazione di Bernoulli modificata. Questa tecnica non può essere usata quando è presente un rigurgito aortico significativo.

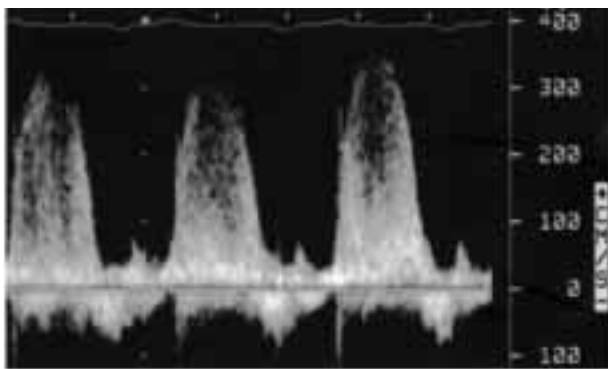


FIGURA 7. Misurazione della differenza di tempo tra la velocità di rigurgito transmitralico di 100 cm/s e quella di 300 cm/s. Questa differenza di tempo permette il calcolo del +dP/dTmax.

La tecnica di calcolo del flusso è utilizzata anche in presenza di shunt intracardiaci (difetto settale atriale). Il VTI calcolato da RVOT (inclusa la misurazione del diametro dell'anulus polmonare) può essere paragonato con il VTI ottenuto dall'analisi del flusso nel canale di deflusso del ventricolo sinistro, per calcolare il flusso attraverso lo shunt.⁶¹

Il +dP/dTmax è un altro parametro flusso-derivato, dipendente dal carico, per descrivere la funzione ventricolare sinistra (Fig. 6).⁶² La stima del +dP/dTmax, quando la pressione media sale, con l'ecocardiografia Doppler rivela una perdita nella valvola mitrale o aortica. A livello della valvola mitralica il +dP/dTmax è calcolato usando l'equazione di Bernoulli modificata.⁶³ Se il cambiamento nel gradiente pressorio viene misurato dal tratto ascendente dell'onda del flusso di carico rigurgitante a livelli di velocità compresi tra 1 ms e 3 ms (Fig. 7), il cambiamento nel gradiente pressorio ventricolo-atriale è calcolato come $4(1)^2 + 4(3)^2 = 32$. Un cambiamento corrispondente al gradiente pressorio ventricolo-atriale sinistro di 4 e 36 mmHg può essere misurato con l'ecocardiografia Doppler. Con questo metodo si assume che non esiste alcun gradiente attraverso la valvola mitralica. Un valore normale di +dP/dTmax è compreso tra 800 e 1200 mmHg/s. Analoghe misurazioni possono essere effettuate dalla branca discendente dell'onda di flusso di rigurgito aortico in una finestra transgastrica profonda utilizzando un Doppler CW che fornisce un +dP/dTmax Doppler-derivato.⁶⁴ Sebbene facilmente applicabile, la tecnica Doppler può facilmente sottostimare il reale dP-dTmax.

PRESSIONE, FLUSSO E FUNZIONE

Nella pratica clinica, la pressione arteriosa e la morfologia della traccia rappresentano i capisaldi del monitoraggio emodinamico. Sebbene questo tracciato offra notevoli informazioni sulla SV, sulla contrattilità e sulle condizioni di carico del cuore sinistro, tutte le stime sono effettuate ad occhio. Alcuni autori hanno cercato altre variabili che potrebbero però essere difficili da ottenere. Molti anni fa era stata considerata la massima elastanza del ventricolo sinistro, la linea che connette tutti i punti telesistolici nel diagramma pressione-volume.⁶⁵ Malgrado siano stati proposti miglioramenti significativi per usare questa variabile come parametro clinico,⁶⁶ sono stati identificati diversi problemi che limitano notevolmente l'utilità di questa tecnica.

Un altro parametro clinico è derivato dall'energia idraulica. La forza idraulica si basa sul fatto che il cuore è una pompa usata per fare circolare il sangue nel circolo polmonare e sistemico. Il muscolo car-

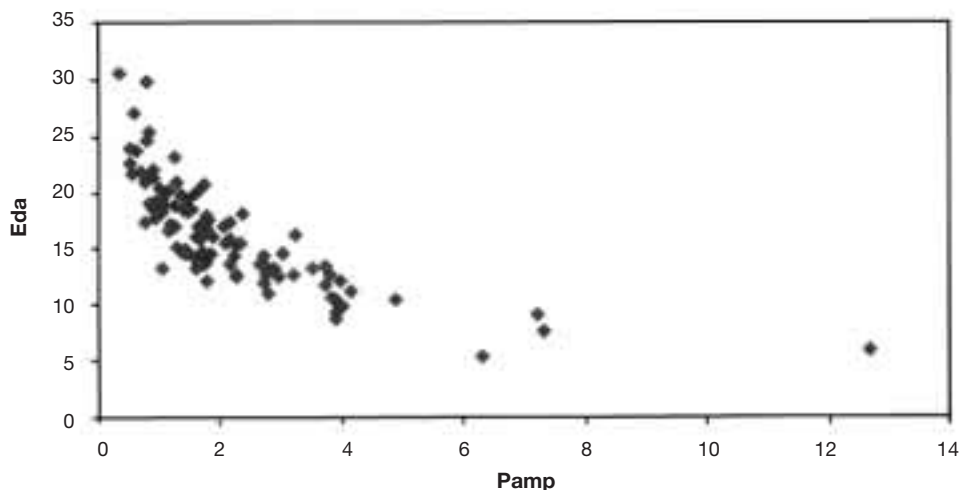


FIGURA 8. Relazione tra LVEDV e forza massima aggiustata per il pre-carico (PAMP) in un gruppo di pazienti sottoposti a intervento sulle arterie coronarie. Più scarsa è la contrattilità più il ventricolo utilizza la sua riserva di pre-carico secondo il meccanismo di Frank-Starling. Statistica di regressione con stima della curva. Eda = Volume telediastolico.

diaco fornisce l'energia necessaria per questa circolazione, disperdendo più energia quando il sangue si sposta nei vasi più piccoli. Lo sforzo effettuato dal ventricolo per pompare il sangue e per superarne l'inerzia non è altro che il lavoro ventricolare. La forza cardiaca idraulica, il lavoro nell'unità di tempo, è il prodotto dell'output cardiaco e della sua pressione nel sistema arterioso.⁶⁷⁻⁷⁰ La forza cardiaca aumenta proporzionalmente al carico di lavoro effettuato e rappresenta la portata alla quale il ventricolo effettua lavoro esterno.⁷¹ La forza cardiaca (PWR) rappresenta il miglior indice della performance ottenuta in un singolo ciclo cardiaco per controbilanciare la richiesta imposta dai tessuti metabolizzanti della pompa cardiaca. Nei pazienti con insufficienza cardiaca la misurazione della PWR a riposo e dopo stimolazione inotropica fornisce notizie sulla riserva energetica cardiaca.⁷²

In assenza di rigurgito mitralico il cambiamento del volume ventricolare durante la sistole eguaglia il flusso volumetrico aortico; pertanto, la PWR può essere descritta come segue:

$$PWR = PLV * FAO$$

dove PLV è la pressione istantanea del ventricolo sinistro e FAO è il flusso aortico istantaneo. Il prodotto raggiunge il suo massimo dopo l'ottenimento del picco di flusso e prima del picco presso il rio aortico.⁸ In questa fase la pressione aortica e quella ventricolare sono simili. Pertanto, la determinazione dei diversi fattori che formano la PWR è in questo modo molto facilitata. Poiché i vari parametri del

flusso volumetrico sono ottenuti facilmente, la formula può essere riscritta come segue:

$$PWR_{max} = PAO * VAO_{max} * AVA * 1,333 * 10^{-4}$$

dove PAO è la pressione aortica istantanea, VAO_{max} è la velocità di flusso aortico massimo istantaneo, AVA è l'area della valvola aortica misurata nel tempo e PWR_{max} è il PWR massimo (in Watt). Nelle condizioni cliniche, la pressione aortica istantanea rappresenta la pressione arteriosa nel momento in cui il prodotto della pressione per il flusso è al massimo.

L'interesse clinico per il parametro PWR è elevato, tenendo in considerazione vari criteri come l'integrità del cuore in relazione alla circolazione, responsabile della capacità di generare pressione e flusso del muscolo cardiaco in condizioni fisiologiche e patologiche.⁷⁰ Inoltre, la PWR può essere calcolata con la tecnica del singolo battito, senza manipolazioni delle condizioni di carico,⁸ che è utile anche nei pazienti con fibrillazione atriale.⁷³ È stato dimostrato che esiste una stretta relazione tra la forza massima aggiustata per il pre-carico e l'elasticità ventricolare massima.⁷³

La PWR mostra una grande stabilità rispetto ai cambiamenti del post-carico ma è molto sensibile ai cambiamenti del pre-carico, per questo molti autori hanno proposto la correzione della PWR con il quadrato della LVEDV,^{71,74} il diametro telediastolico del ventricolo sinistro⁷⁵ o la LVEDA.^{8,71} Una stretta correlazione tra la LVEDV, come indicatore di pre-carico e il rapporto massimo PWR/LVEDA,² come

misura della contrattilità miocardica, è mostrata nella Figura 8. Questo grafico mostra chiaramente come i ventricoli con scarsa performance dipendano maggiormente dal precarico per mantenere le loro funzioni.

L'abilità della PWR di caratterizzare la contrattilità ventricolare globale, è inferiore a pressioni e volumi che vanno al di là dei valori fisiologici. Ciò perché dipende dalla intercetta del diagramma della massima forza aggiustato per il pre-carico rispetto alla LVEDV.⁷⁶ Questo implica certe limitazioni nella misurazione della forza per esempio nei pazienti con ipertensione o ipotensione severa. Questo metodo non può essere usato nei pazienti con rigurgito mitralico severo o con difetti della valvola aortica.

CONSEGUENZE PER LA PRATICA GIORNALIERA

L'ecocardiografia permette un approccio razionale al problema dell'ipotensione. Come già detto⁷ la base di ciascun tipo di esame (transtoracico o transesofageo) deve essere una visione ad asse corto del ventricolo sinistro, perché questa immagine fornisce informazioni su tre aspetti fondamentali: 1) contrattilità globale; 2) presenza di difetti circoscritti di movimento delle pareti; 3) prima indicazione dello stato di volemia. Se la contrattilità è normale devono essere considerate tutte le altre cause di ipotensione (sepsi, vasoplegia e problemi tecnici). Se l'ipotensione è associata ad una ridotta funzione globale del ventricolo sinistro, un ecocardiogramma completo dovrebbe rivelare la causa dell'instabilità dinamica. Inoltre alcune semplici caratteristiche emodinamiche possono essere misurate e stimate per ottenere un quadro globale. La contrattilità, il pre-carico ed il post-carico possano essere stimati in maniera affidabile. Nella Figura 3 abbiamo proposto uno schema pratico che può essere usato per il problema dell'ipotensione e che permette una rapida ed adeguata gestione del problema. In un altro studio,⁷⁷ l'importanza di una rapida e decisiva gestione dell'instabilità dinamica e dell'ipotensione è stata dimostrata di nuovo. Dopo l'interpretazione di questi dati si può iniziare subito il trattamento. Per il monitoraggio continuo della gittata cardiaca e della saturazione di ossigeno del sangue venoso misto c'è abbastanza tempo per inserire in seguito un catetere nell'arteria polmonare.

CONCLUSIONI

Gli obiettivi del controllo emodinamico consistono tradizionalmente nel miglioramento della gittata cardiaca.⁷⁸ Negli ultimi anni un'analisi della letteratura ha evidenziato prospettive affascinanti che

nascono dalle misurazioni attraverso il Doppler del flusso e delle forme d'onda della pressione arteriosa. Si potrebbe speculare che il moderno controllo emodinamico sarà indirizzato verso l'aumento della riserva della pompa cardiaca verso l'ottimizzazione della perfusione a livello tissutale e cellulare.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Vignon P, Mentec H, Terré S, et al. Diagnostic accuracy and therapeutic impact of transthoracic and transesophageal echocardiography in mechanically ventilated patients in the ICU. *Chest* 1994; 106:1829-1834
- 2 Tam J, Nichol J, MacDiarmid A, et al. What is real clinical utility of echocardiography? A prospective observational study. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12:689-697
- 3 Seward JB, Khandaria BK, Oh JK, et al. Critical appraisal of transesophageal echocardiography: limitations, pitfalls and complications. *J Am Soc Echocardiogr* 1992; 5:288-305
- 4 Poelaert JI, Trouerbach J, De Buyzere M, et al. Evaluation of transesophageal echocardiography as a diagnostic and therapeutic aid in a critical care setting. *Chest* 1995; 107:774-779
- 5 Laver M, Strauss W, Pohost G. Right and left ventricular geometry: adjustments during acute respiratory failure. *Crit Care Med* 1979; 7:509-519
- 6 Chang M, Mondy J III, Meredith J, et al. Redefining cardiovascular performance during resuscitation: ventricular stroke work, power and the pressure-volume diagram. *J Trauma* 1998; 45:470-478
- 7 Poelaert J, Schmidt C, Colardyn F. Transoesophageal echocardiography in the critically ill. *Anaesthesia* 1998; 53:55-68
- 8 Schmidt C, Roosens C, Struys M, et al. Contractility in humans after coronary artery surgery: echocardiographic assessment with preload-adjusted maximal power. *Anesthesiology* 1999; 91:58-70
- 9 Nishimura RA, Miller FA Jr, Callahan MJ. Doppler echocardiography: theory, instrumentation, technique and application. *Mayo Clin Proc* 1985; 60:321-343
- 10 Sutherland G, Stewart M, Groundstroem K, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7:441-458
- 11 Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, et al. New method of evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25:717-724
- 12 Gorcsan J III, Gulati V, Mandarino W, et al. Color-coded measures of myocardial velocity throughout the cardiac cycle by tissue Doppler imaging to quantify regional left ventricular function. *Am Heart J* 1996; 131:1203-1213
- 13 Jamal F, Strotmann J, Weidemann F, et al. Noninvasive quantification of the contractile reserve of stunned myocardium by ultrasonic strain rate and strain. *Circulation* 2001; 104:1059-1065
- 14 Sohn D-W, Chai I-H, Lee D-J, et al. Assessment of mitral annulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30:474-480
- 15 Kim Y-L, Sohn D-W. Mitral annulus velocity in the estimation of left ventricular filling pressures: prospective study in 200 patients. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13:980-985
- 16 Kuecherer HF, Muhiudeen IA, Kusumoto FM, et al. Estimation of mean left atrial pressure from transesophageal pulsed Doppler echocardiography of pulmonary venous flow. *Circulation* 1990; 82:1127-1139

- 17 Gorcsan III J, Snow F, Paulsen W, et al. Noninvasive estimation of left atrial pressure in patients with congestive heart failure and mitral regurgitation by Doppler echocardiography. *Am Heart J* 1991; 121:858–863
- 18 Appleton C, Galloway J, Gonzalez M, et al. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease: additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22:1972–1982
- 19 Yoshida K, Yoshikawa J, Yamaura Y, et al. Value of acceleration flows and regurgitant jet direction by color Doppler flow mapping in the evaluation of mitral valve prolapse. *Circulation* 1990; 81:879–885
- 20 Stewart WJ, Currie PJ, Salcedo EE, et al. Evaluation of mitral leaflet motion by echocardiography and jet direction by Doppler color flow mapping to determine the mechanisms of mitral regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20:1353–1361
- 21 Hansen RM, Viquerat CE, Matthay MA, et al. Poor correlation between pulmonary arterial wedge pressure and left end-diastolic volume after coronary artery bypass graft surgery. *Anesthesiology* 1986; 64:764–770
- 22 Kusumoto F, Muhiudeen I, Kuecherer H, et al. Response of the interatrial septum to transatrial pressure gradients and its potential for predicting pulmonary capillary wedge pressure: an intraoperative study using transesophageal echocardiography in patients during mechanical ventilation. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21:721–728
- 23 Poelaert J, Reichert S, Everaert J, et al. Transesophageal echo-Doppler evaluation of the hemodynamic effects of positive pressure ventilation after coronary artery bypass surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1992; 6:438–443
- 24 Appleton C, Hatle L, Popp R. Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: new insights from a combined hemodynamic and Doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12:426–440
- 25 Nishimura R, Abel M, Hatle L, et al. Relation of pulmonary vein to mitral flow velocities by transesophageal Doppler echocardiography: effect of different loading conditions. *Circulation* 1990; 81:1488–1497
- 26 Rossvoll O, Hatle L. Pulmonary venous flow velocities recorded by transthoracic Doppler ultrasound: relation to left ventricular diastolic pressures. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21:1687–1696
- 27 Klein A, Tajik A. Doppler assessment of pulmonary venous flow in healthy subjects and in patients with heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 1991; 4:379–392
- 28 Klein A, Abdalla I, Murray D, et al. Age independence of the difference in duration of pulmonary venous atrial reversal flow and transmitral A-wave flow in normal subjects. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11:458–465
- 29 Yamamuro A, Yoshida K, Hozumi T, et al. Noninvasive evaluation of pulmonary wedge pressure in patients with acute myocardial infarction by deceleration time of pulmonary venous flow velocity in diastole. *J Am Coll Cardiol* 1999; 34:90–94
- 30 Nagueh S, Mikati I, Kopelen H, et al. Doppler estimation of left ventricular filling pressure in sinus tachycardia: a new application of tissue Doppler imaging. *Circulation* 1998; 98:1644–1650
- 31 Sundereswaran L, Nagueh S, Vardan S, et al. Estimation of left and right ventricular filling pressures after heart transplantation by tissue Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1998; 82:352–357
- 32 Bouhemad B, Nicolas-Robin A, Benois A, et al. Echocardiographic Doppler assessment of pulmonary capillary wedge pressure in surgical patients with postoperative circulatory shock and acute lung injury. *Anesthesiology* 2003; 98:1091–1100
- 33 Leung JM, Levine EH. Left ventricular end-systolic cavity obliteration as an estimate of intraoperative hypovolemia. *Anesthesiology* 1994; 81:1102–1109
- 34 Shanewise J, Cheung A, Aronson S, et al. ASE/SCA guidelines for performing a comprehensive intraoperative multiplane transesophageal echocardiographic examination: recommendations of the American Society of Echocardiography Council for intraoperative echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists task force for certification in perioperative transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12:884–900
- 35 Kishkurno S, Takahashi Y, Harada K, et al. Postnatal changes in left ventricular volume and contractility in healthy term infants. *Pediatr Cardiol* 1997; 18:91–95
- 36 Appleyard R, Glantz S. Two-dimensions describe left ventricular volume change during hemodynamic transients. *Am J Physiol* 1990; 258:H277–H284
- 37 Skarvan K, Lambert A, Filipovic M, et al. Reference values for left ventricular function in subjects under general anaesthesia and controlled ventilation assessed by two-dimensional transoesophageal echocardiography. *Eur J Anaesthesiol* 2001; 18:713–722
- 38 Reich D, Konstadt S, Nejat M, et al. Intraoperative transesophageal echocardiography for the detection of cardiac preload changes induced by transfusion and phlebotomy in pediatric patients. *Anesthesiology* 1993; 79:10–15
- 39 Cheung A, Joseph S, Weiss S, et al. Echocardiographic and hemodynamic indexes of left ventricular preload in patients with normal and abnormal ventricular function. *Anesthesiology* 1994; 81:376–387
- 40 Hinder F, Poelaert J, Schmidt C, et al. Assessment of cardiovascular volume status by transoesophageal echocardiography and dye dilution during cardiac surgery. *Eur J Anaesthesiol* 1998; 15:633–640
- 41 Diedericks J, Leone B, Foex P. Regional differences in left ventricular wall motion in the anesthetized dog. *Anesthesiology* 1989; 70:82–90
- 42 Slama M, Masson H, Teboul JL, et al. Respiratory variations of aortic VTI: a new index of hypovolemia and fluid responsiveness. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2002; 283:H1729–H1733
- 43 Coriat P, Vrillon M, Perel A, et al. A comparison of systolic blood pressure variations and echocardiographic estimates of end-diastolic left ventricular size in patients after aortic surgery. *Anesth Analg* 1994; 78:46–53
- 44 Reuter D, Bayerlein J, Goepfert M, et al. Influence of tidal volume on left ventricular stroke volume variation measured by pulse contour analysis in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med* 2003; 29:476–480
- 45 Loick H, Schmidt C, Van Aken H, et al. High thoracic epidural anesthesia, but not clonidine, attenuates the postoperative stress response via sympatholysis and reduces the release of troponin T in patients undergoing coronary artery bypass grafting. *Anesth Analg* 1999; 88:701–709
- 46 Rowbotham J, Takata M, Berman M, et al. Ejection fraction revisited. *Anesthesiology* 1991; 74:172–183
- 47 Ihlen H, Amlie J, Dale J, et al. Determination of cardiac output by Doppler echocardiography. *Br Heart J* 1984; 51:54–60
- 48 Muhiudeen IA, Kuecherer HF, Lee E, et al. Intraoperative estimation of cardiac output by transesophageal pulsed Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 1991; 74:9–14

- 49 Hozumi T, Shakado M, Applegate A, et al. Accuracy of cardiac output estimation with biplane transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1993; 6:62–68
- 50 Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, et al. Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 1994; 80:796–805
- 51 Perrino A Jr, Harris S, Luther M. Intraoperative determination of cardiac output using multiplane transesophageal echocardiography: a comparison to thermodilution. *Anesthesiology* 1998; 89:350–357
- 52 Poelaert J, Schmidt C, Van Aken H, et al. A comparison of transesophageal echocardiographic Doppler across the aortic valve and thermodilution technique for estimating cardiac output. *Anaesthesia* 1999; 54:128–136
- 53 Savino JS, Troinaos CA, Aukburg S, et al. Measurement of pulmonary blood flow with transesophageal two-dimensional and Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 1991; 75:445–451
- 54 Maslow A, Comunale ME, Haering JM, et al. Pulsed wave Doppler measurement of cardiac output from the right ventricular outflow tract. *Anesth Analg* 1996; 83:466–471
- 55 Shimamoto H, Kito H, Kawazoe K, et al. Transoesophageal Doppler echocardiographic measurement of cardiac output by the mitral annulus method. *Br Heart J* 1992; 68:510–515
- 56 Katz WE, Gasior TA, Quinlan JJ, et al. Transgastric continuous-wave Doppler to determine cardiac output. *Am J Cardiol* 1993; 71:853–857
- 57 Sahn DJ. Determination of cardiac output by echocardiographic Doppler methods: relative accuracy of various sites for measurement [editorial]. *J Am Coll Cardiol* 1985; 6:663–664
- 58 Izzat MB, Regragui IA, Wilde P, et al. Transesophageal echocardiographic measurements of cardiac output in cardiac surgical patients. *Ann Thorac Surg* 1994; 58:1486–1489
- 59 Feinberg MS, Hopkins WE, Davila-Roman VG, et al. Multiplane transesophageal echocardiographic Doppler imaging accurately determines cardiac output measurements in critically ill patients. *Chest* 1995; 107:769–773
- 60 Maslow A, Mashikian J, Haering J, et al. Transesophageal echocardiographic evaluation of native aortic valve area: utility of the double-envelope technique. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001; 15:293–299
- 61 Takahashi Y, Harada K, Ishida A, et al. Changes in left ventricular volume and systolic function before and after the closure of ductus arteriosus in full-term infants. *Early Hum Dev* 1996; 44:77–85
- 62 Mason D. Usefulness and limitations of the rate of rise of intraventricular pressure (dP/dt) in the evaluation of myocardial contractility in man. *Am J Cardiol* 1969; 23:516–527
- 63 Rhodes J, Udelson J, Marx G, et al. A new noninvasive method for the estimation of peak dP/dt. *Circulation* 1993; 88:2693–2699
- 64 Kang H-J, Kim Y-J, Sohn D-W, et al. Prediction of postoperative left ventricular systolic function with Doppler-derived dP/dt in patients with chronic aortic regurgitation. *J Am Soc Echocardiogr* 2003; 16:1111–1115
- 65 Sagawa K. The end-systolic pressure-volume relation of the ventricle: definition, modification, and clinical use. *Circulation* 1981; 63:1223–1227
- 66 Takeuchi M, Igarashi Y, Tomimoto S, et al. Single beat estimation of the slope of the end-systolic pressure-volume relation in the human left ventricle. *Circulation* 1991; 83:202–212
- 67 Stein PD, Sabbah HN. Ventricular performance measured during ejection: studies in patients of the rate of change of ventricular power. *Am Heart J* 1976; 91:599–606
- 68 Stein P, Sabbah H. Rate of change of ventricular power: an indicator of ventricular performance during ejection. *Am Heart J* 1976; 91:219–227
- 69 Milnor W. The heart as a pump. In: Milnor W, ed. *Cardiovascular physiology*. New York, NY: Oxford University Press, 1990; 111–139
- 70 Tan L. Evaluation of cardiac dysfunction, cardiac reserve and inotropic response. *Postgrad Med J* 1991; 67:S10–S20
- 71 Kass D, Beyar R. Evaluation of contractile state by maximal ventricular power divided by the square of end-diastolic volume. *Circulation* 1991; 84:1698–1708
- 72 Marmor A, Raphael T, Marmor M, et al. Evaluation of contractile reserve by dobutamine echocardiography: noninvasive estimation of the severity of heart failure. *Am Heart J* 1996; 132:1196–1201
- 73 Takagaki M, McCarthy P, Chung M, et al. Preload-adjusted maximal power: a novel index of left ventricular contractility in atrial fibrillation. *Heart* 2002; 88:170–176
- 74 Sharir T, Feldman MD, Haber H, et al. Ventricular systolic assessment in patients with dilated cardiomyopathy by preload-adjusted maximal power: validation and noninvasive application. *Circulation* 1994; 89:2045–2053
- 75 Pagel PS, Nijhawan N, Warltier DC. Quantitation of volatile anesthetic-induced depression of myocardial contractility using a single beat index derived from maximal ventricular power. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1993; 7:688–695
- 76 Segers P, Tchana-Sato V, Leather HA, et al. Determinants of left ventricular preload-adjusted maximal power. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2003; 284:H2295–H2301
- 77 Rivers E, Nguyen B, Havstad S, et al. Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med* 2001; 345:1368–1377
- 78 Shoemaker W, Appel P, Kram H, et al. Prospective trial of supranormal values of survivors as therapeutic goals in high risk surgical patients. *Chest* 1988; 94:1176–1186