

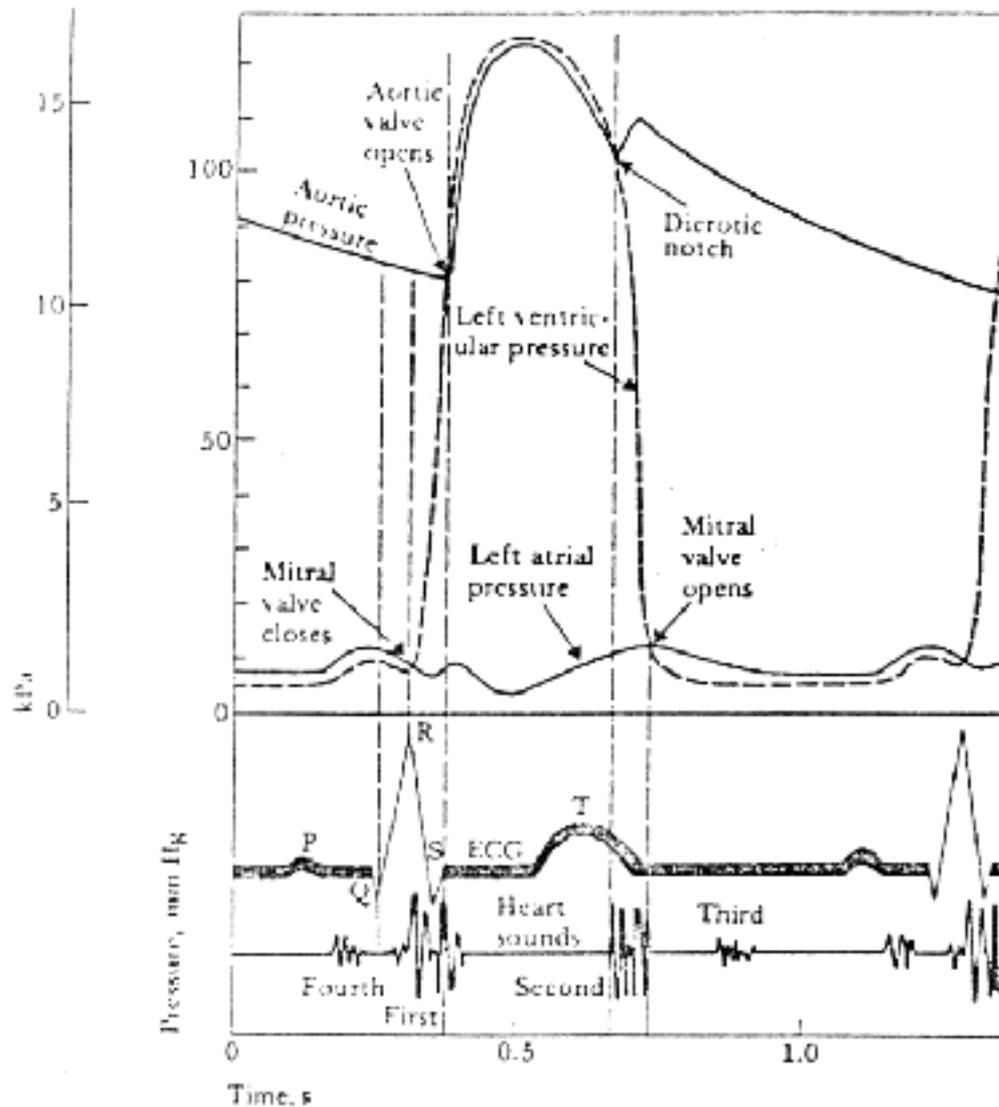
# Misura della Pressione Arteriosa

## Strumentazione per il rilievo dell'attività Meccanica

di M. Bracale

### Fonocardiografia

L'auscultazione del cuore fornisce utili informazioni al clinico quando si tendono a comparare le relazioni temporali tra i suoni cardiaci e gli eventi meccanici ed elettrici del ciclo cardiaco (Fig. 1).



*fig. 1*

Vi sono diverse ipotesi che cercano di spiegare l'origine dei suoni cardiaci. Accettando una terminologia generalizzata si definiscono suoni cardiaci quelli dovuti all'accelerazione e decelerazione del sangue, mentre per mormorii si considerano i suoni dovuti alla turbolenza ematica.

La tecnica che consente il rilievo e la presentazione dei suoni cardiaci è la fonocardiografia. Nella Fig. 2 è indicato lo schema a blocchi di un apparecchio per fonocardiografia.

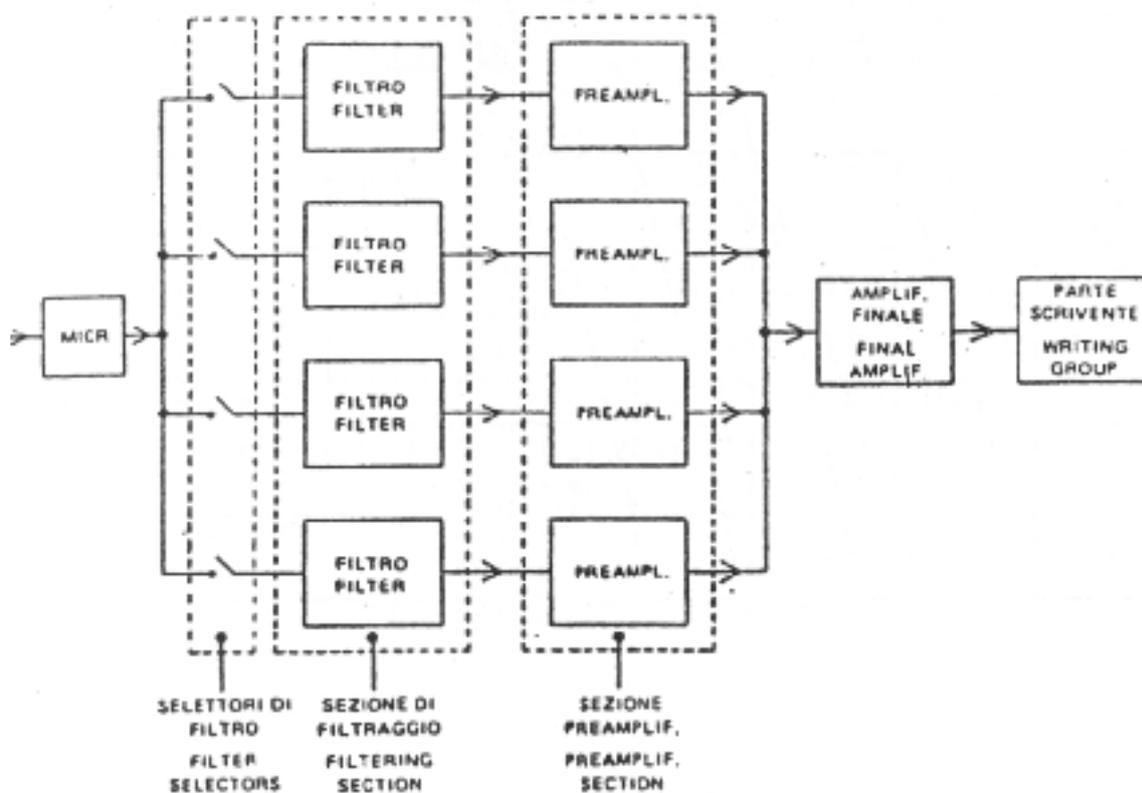


fig 2

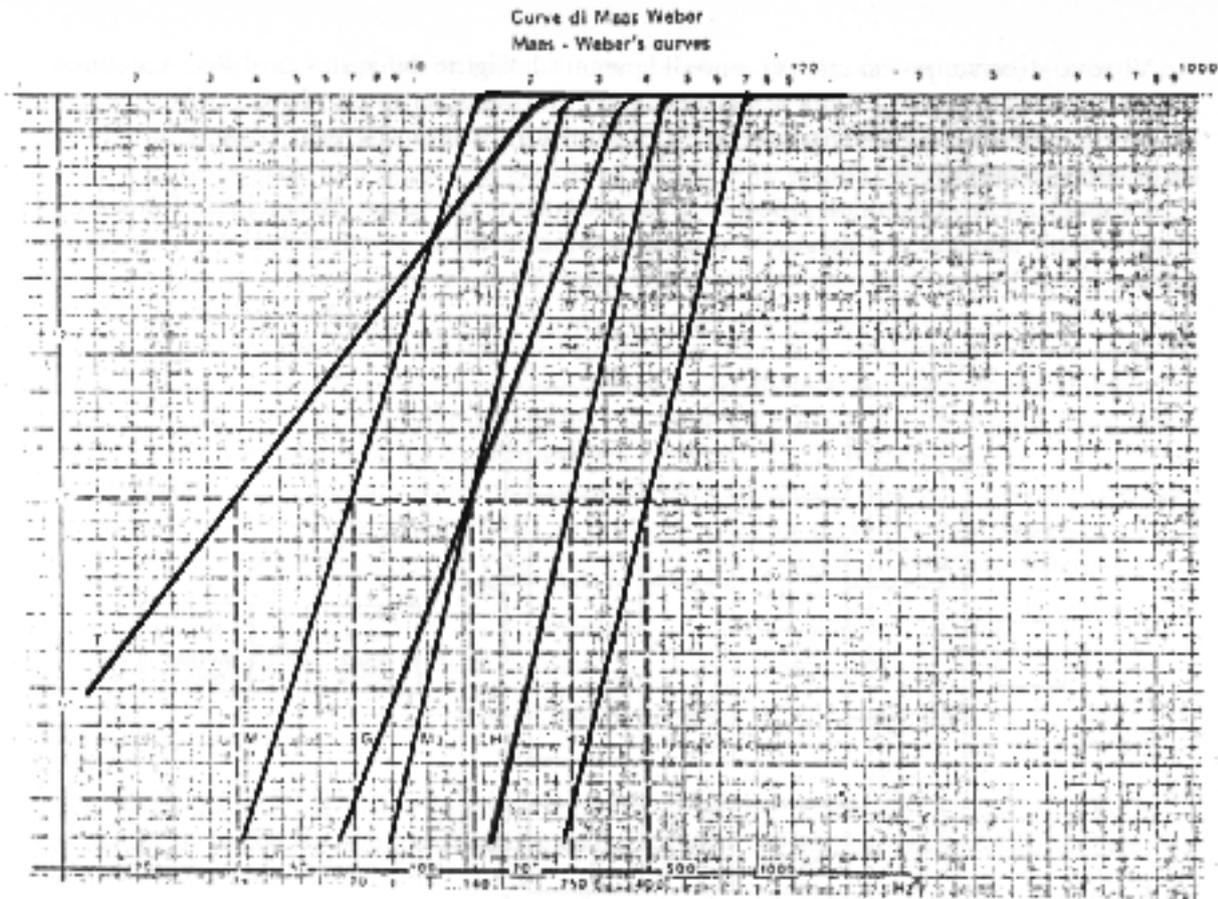
Il microfono per il rilievo dei toni cardiaci è quello di tipo piezoelettrico. Il segnale elettrico è dell'ordine di alcuni microvolt. La banda di frequenze si estende tra 0,10 Hz e 2000 Hz circa. Nella registrazione grafica dei segnali si ricorre normalmente ad una suddivisione in bande diverse di frequenze.

L'analisi dei rumori cardiaci viene effettuata mediante l'uso di filtri passa alto. I campi di filtraggio, secondo Maas e Weber, sono individuati dalle frequenze in corrispondenza delle quali la risposta dei filtri è inferiore di 20 db rispetto al valore massimo: tali frequenze sono dette caratteristiche.

I campi di filtraggio sono i seguenti (vedi Fig. 3) :

- uno di bassa frequenza, corrispondente alla curva T;
- due di media frequenza, corrispondenti alle curve M1 e M2;
- due di alta frequenza H1 e H2;
- uno corrispondente a quello dell'udito, relativo alla curva G.

I filtri usati comunemente sono: T, G, M1 e M2.

*fig 3*

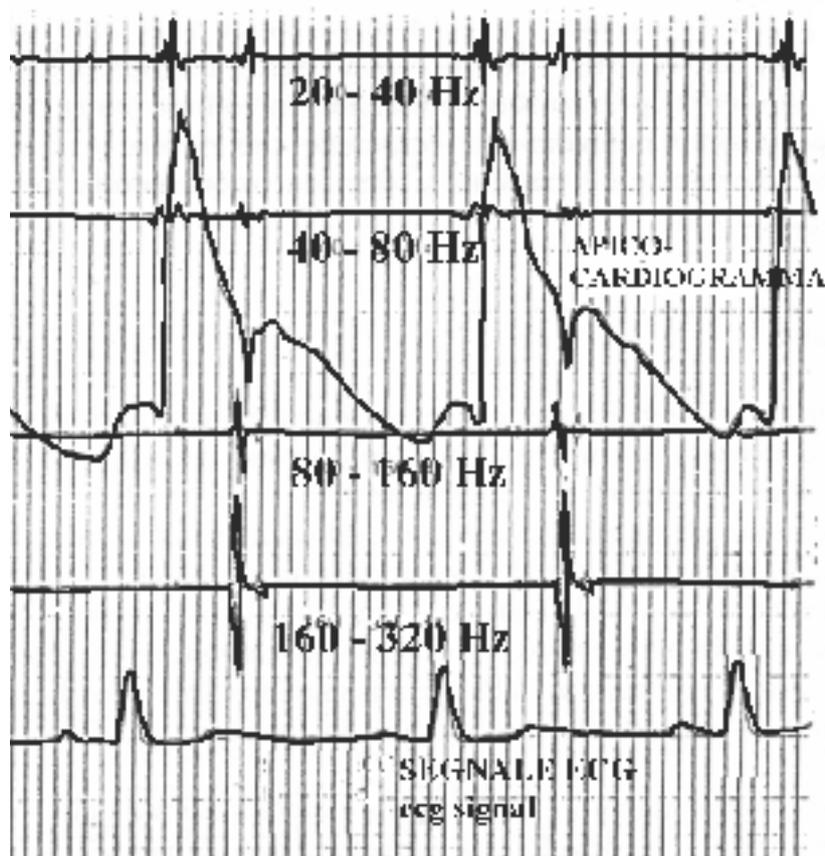
I valori delle frequenze caratteristiche e delle attenuazioni delle curve di fig.3 sono i seguenti:

<i>Curva</i>	<i>f.c.</i>	<i>pendenza</i>
<i>T</i>	35 Hz	7,5 db/ottava
<i>M1</i>	70 Hz	18 db/ottava
<i>M2</i>	140 Hz	24 db/ottava
<i>H1</i>	250 Hz	24 db/ottava
<i>H2</i>	400 Hz	24 db/ottava
<i>G</i>	140 Hz	18 db/ottava

Un altro tipo di analisi è ottenuto con il filtraggio a bande passanti con le seguenti caratteristiche :

20 Hz + 40 Hz  
 40 Hz + 80 Hz  
 80 Hz + 160 Hz  
 160 Hz + 320 Hz  
 320 Hz + 680 Hz

Nelle valutazioni cliniche alla fonografia si associano simultaneamente altre informazioni relative all'attività cardiaca. Nella fig. 4 è riportato un esempio di tali rilievi tutti posti in relazione all'attività ECG.



*fig. 4*

I polsi carotideo e giugulare e l'apicocardiogramma sono ottenuti utilizzando un sensore a microfono spesso piezoelettrico con una risposta in bassa frequenza da 0,2 a 0,5 Hz (fig. 5).

La forma d'onda del polso carotideo è essenzialmente quella del polso aortico ovviamente ritardata nel tempo.

Il polso venoso alla giugulare rappresenta principalmente gli eventi meccanici nell'atrio destro.

L'apicocardiogramma riflette le pulsazioni meccaniche del muscolo cardiaco trasmesse alla superficie del cuore. Come si è detto l'informazione clinica più rilevante risiede in un'analisi correlata dei tempi e degli intervalli caratteristici durante il ciclo cardiaco.

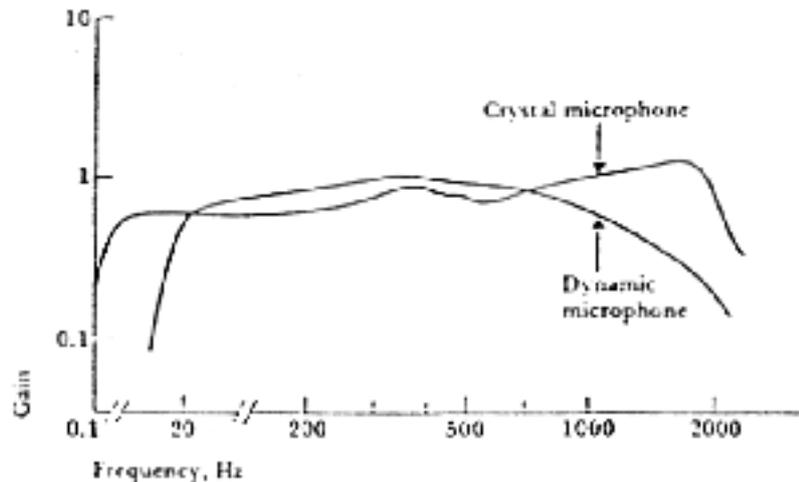


fig. 5

L'apparecchiatura per fonocardiografia è a larga banda e pertanto richiede metodi di registrazione veloce con carta fotografica o con sistemi oscilloscopici. Alcuni strumenti adottano costosi sistemi a spruzzo sotto pressione. In commercio si trovano anche apparecchiature di prestazioni notevolmente contenute che ricorrono a sistemi di scrittura termici. In questi ovviamente è perduta qualunque informazione inerente il contenuto armonico del segnale fono.

### Pletismografia

La pletismografia è la tecnica che consente di determinare variazioni di volume. Tra i pletismografi che trovano ancora qualche applicazione clinica sono i pletismografi ad impedenza e quelli con estensimetri a mercurio.

I primi consentono di rappresentare le modificazioni del volume dei tessuti dovute alla pulsazione del sangue. La tecnica viene adoperata per la determinazione delle modificazioni volumetriche di zone degli arti o delle dita al fine di avere informazioni sulle caratteristiche del circolo periferico.

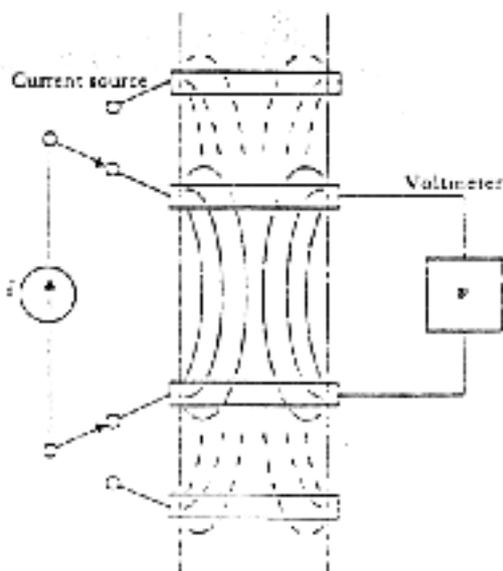


fig. 6

C'è anche qualche applicazione per il circolo cerebrale e quelle per la determinazione della gittata cardiaca (metodo di Kubicek). Queste ultime applicazioni hanno attualmente perduto di interesse, grazie a tecniche completamente innovative.

Il principio di funzionamento è basato sulla determinazione delle variazioni di impedenza di un segmento di arto dovuto alla variazione di volume del letto vasale durante il ciclo cardiaco.

Lo strumento inietta una corrente elettrica costante a 10-20 KHz ed effettua la determinazione dell'impedenza tra gli stessi elettrodi (sistema a due elettrodi).

Per ridurre la distorsione della distribuzione della corrente della volume conduttore si adoperano sistemi a quattro elettrodi (Fig.6).

### **Fotopletismografia**

La fotopletismografia consente di determinare le modificazioni del volume di una ristretta zona di un distretto vascolare grazie alle modificazioni di un fascetto luminoso che attraversa quella zona. È una tecnica molto semplice e che ritrova ancora interesse applicativo.

Dalla fotopletismografia si ricavano ovviamente anche informazioni sulla frequenza cardiaca. In questo senso essa trova anche applicazione nelle “prove da sforzo” o in sala operatoria. In questo ultimo caso si evitano i problemi di disturbo e di arte fatti che nascono ad esempio durante l’uso dell’elettrobisturi .

## MISURA DELLA PRESSIONE ARTERIOSA

La misura della p.a. richiede la determinazione della pressione sistolica e di quella diastolica. Le onde di polso si diffondono rapidamente attraverso il sistema vascolare e sono modificate in modo vario. Da ciò scaturisce che la pressione arteriosa varia istante per istante nell'albero arterioso.

Allo stato attuale le determinazioni più accurate avvengono con l'introduzione nei vasi ematici di opportuni cateteri collegati ad elettromanometri. La pressione è la forza esercitata per unità di area. Nel sistema C.G.S. la unità è il bar che, per definizione, è eguale ad 1 dina per cm<sup>2</sup>. In fisiologia in genere però si adottano come unità di misura, i mm. di mercurio per la pressione arteriosa ed i cm. di acqua per quella venosa o per altri distretti a bassa pressione.

1 mm Hg = 1 torr = 12,9 mm di sangue = 13,1 mm di soluzione fisiologica = 1330 dine/cm<sup>2</sup>.

Poiché le misure fisiologiche sono relative alla pressione atmosferica che esiste al momento della determinazione, in realtà trattasi di differenze di pressione. Il testo è il motivo per cui i valori letti sono, generalmente, riferiti al valore atmosferico assunto come zero. "Fare lo zero" del sistema di misura significa quindi misurare la pressione atmosferica ed assumerla come zero.

Quando si effettuano delle determinazioni cruente della pressione, si devono tener presente alcune cause di errore. Solamente in assenza di flusso la pressione in un punto è la stessa in tutte le direzioni. In presenza di flusso, la pressione determinata da un trasduttore dipende anche dalla direzione del sensore rispetto al flusso. Ciò è causato dall'energia cinetica del mezzo.

L'equazione di Bernoulli stabilisce che l'energia totale del fluido per unità di volume è data da:

$$E = P_s + \zeta gh + \frac{1}{2} \zeta v^2 \quad (\text{in dine/cm}^2)$$

dove  $P_s$  è la pressione statica,  $\zeta$  è la densità (gm/cm<sup>3</sup>);  $g$  è la accelerazione di gravità (9,81 cm/sec<sup>2</sup>);  $h$  è l'altezza del fluido (cm);  $v$  è la velocità del fluido (cm/sec.). Il primo termine dunque è la pressione statica: rappresenta l'energia per muovere 1 cm<sup>3</sup> di fluido contro pressione, senza imprimere ad esso alcuna velocità. Il secondo termine è l'energia potenziale dovuta alla gravità ed il terzo termine è l'energia cinetica del fluido. In assenza di cause dissipatrici,  $E$  rimane costante. Così se  $\zeta gh=0$ , una variazione  $\Delta(1/2 \zeta v^2)$  nell'energia cinetica, causa una variazione di pressione:

$$\Delta P_s = -\Delta\left(\frac{1}{2} \zeta v^2\right)$$

Da ciò dipende che la posizione di un catetere anche in relazione alla direzione del fluido può introdurre errori.

In figura 7 è riportato un esempio di ciò che esso comporta<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>a) Used with permission, from A.C. Burton, Physiology and Biophysics of the Circulation, 2nd ed., copyright © 1972, Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago.

b) the cases where kinetic energy- are indicated by italic figures. When an artery is narrowed by disease processes, the kinetic energy become very important.

c) Neg. = Neghible.

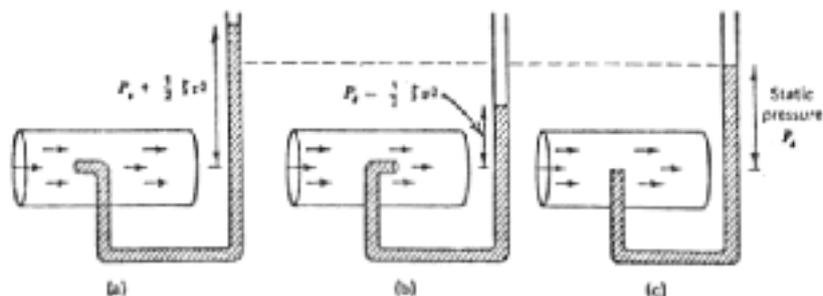


fig 7

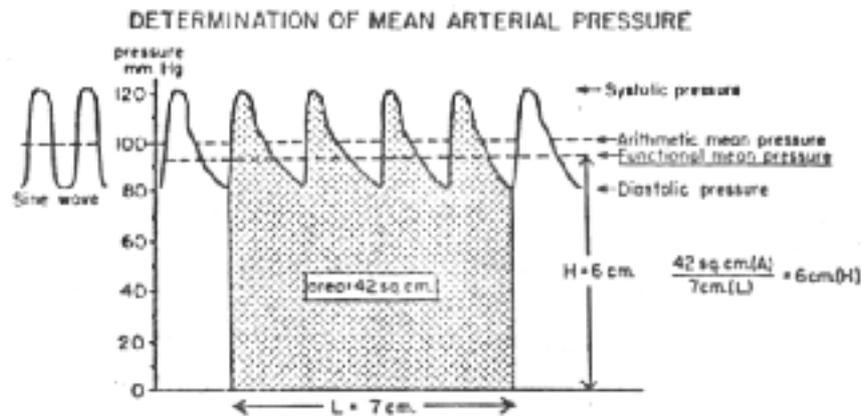
Ciò può avere degli effetti anche considerevoli in presenza di vasi di dimensioni maggiori e con sangue fluente alla massima velocità come nell'aorta. In linea di principio l'errore dovuto all'energia cinetica diminuisce quando il sensore viene posto nelle vicinanze della parete del vaso. Per i vasi più piccoli, con velocità del sangue modesta, l'errore introdotto è trascurabile. In tabella 1 sono riportate alcune determinazioni.

Vessel	Resting cardiac output			Cardiac output increased 3 times			
	Velocity (cm/sec)	Kinetic energy (mm-Hg)	Pressure (mm-Hg)	Kinetic energy as % of total	Kinetic energy (mm-Hg)	Pressure (mm-Hg)	Kinetic energy as % of total
Aorta, systolic	100	4	120	3%	36	180	17%
Mean	30	0.4	100	0.4%	3.8	140	2.6%
Arteries, systolic	30	0.35	110	0.3%	3.8	120	3%
Mean	10	0.04	95	Neg.*		100	Neg.
Capillaries	0.1	0.000004	25	Neg.	Neg.	25	Neg.
Venae cavae and atria	30	0.35	2	12%	3.2	3	52%
Pulmonary artery, systolic	90	3	20	13%	27	25	52%
Mean	25	0.23	12	2%	2.1	14	13%

Se la misura di pressione è fatta impiegando cateteri il cui diametro è paragonabile al diametro del vaso, si possono avere degli effetti considerevoli. La riduzione della luce per la presenza del catetere aumenta la velocità del sangue in quel punto. E' buona norma adoperare cateteri che abbiano un diametro almeno pari ad 1/10 di quello del vaso.

Oltre ai valori sistolici e diastolici, alle volte si richiede la determinazione del valore medio:

$$\bar{P} = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) dt$$



If the systolic pressure is 120 mm. Hg and the diastolic pressure 80 mm. Hg, the arithmetic mean pressure is 100 mm. Hg. If the arterial pulse wave were symmetrical (a sine wave), this value would represent the average perfusion pressure. However, the interval during which the arterial pressure is less than 100 mm. Hg is longer than that during which it is elevated above this level, so the functional mean pressure is less than 100 mm. Hg. The functional mean pressure is determined by dividing the area of the shaded region (area = 42 sq. cm.) by the horizontal dimension ( $L = 7$  cm.) to determine the height of a rectangle having the same area ( $H = 6$  cm.). The functional mean pressure tends to be higher than diastolic pressure by about one-third the pulse pressure, but this estimate does not apply to pulse waves having different contours, e.g., with changes in heart rate.

Quando si effettuano queste determinazioni dinamiche si devono tener ben presente le risposte in frequenza di tutte le parti le parti impiegate e nella misura.

## MISURA INDIRETTA DELLA PRESSIONE

Tale metodo clinico fa uso di uno sfigmanometro che consiste di un bracciale inelastico contenente un compartimento gonfiabile e collegato ad un manometro a mercurio o ad aneroide. Si comincia a gonfiare il manicotto fino a superare il picco dell'onda pressoria. In tale condizione le arterie sono completamente occluse e quindi nessun segnale di polso è udibile (con lo stetoscopio) o palpabile. Quando la pressione è ridotta si arriva al punto in cui compare il polso con la susseguente indicazione del valore sistolico. Diminuendo ulteriormente la pressione, aumenta la quantità di sangue che fuoriesce dando origine ad un suono più grave, fino a quando esso scompare al raggiungimento della pressione diastolica, in corrispondenza della quale l'arteria rimane completamente aperta ed il sangue fluisce con continuità con un grado di accelerazione, dovuto all'impulso, fortemente ridotto.

In figura 8 è riportata la caratteristica del metodo.

SYSTEMIC ARTERIAL PRESSURE

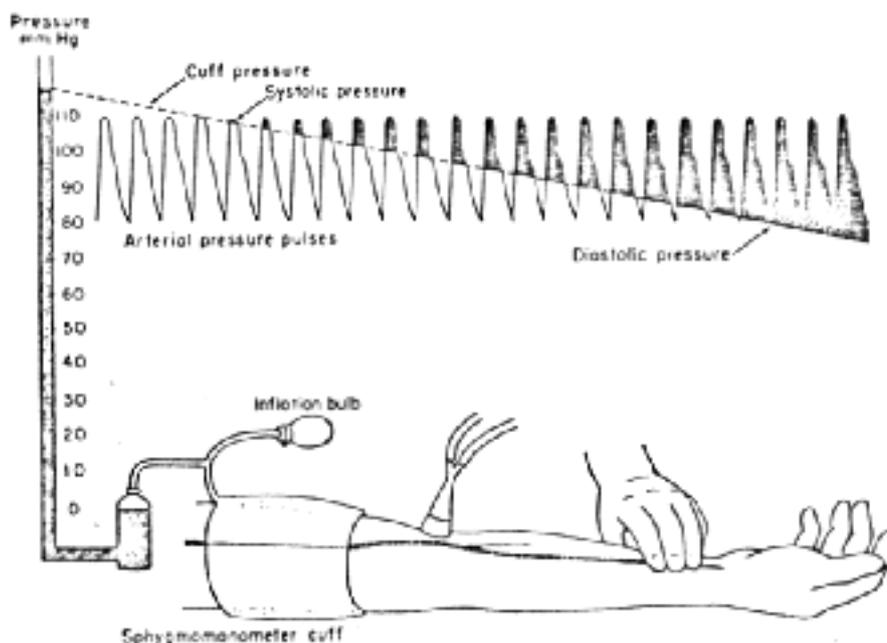


FIGURE 5-5 SPHYGMOMANOMETRY

When the pressure within the sphygmomanometer cuff is increased above arterial blood pressure, the arteries under the cuff are occluded and no pulse can be palpated at the wrist. As the cuff pressure is gradually released, the systolic peaks of pressure finally exceed cuff pressure and blood spurts into the arteries below the cuff, producing palpable pulses at the wrist. The sudden acceleration of blood below the cuff produces vibrations which are audible through a stethoscope. The pressure in the mercury manometer at the time the pulse is heard or felt indicates systolic pressure. As cuff pressure is further diminished, the sounds increase in intensity and then rather suddenly become muffled at the level of diastolic pressure where the arteries remain open throughout the entire pulse wave. At still lower pressures, the sounds disappear completely when laminar flow is re-established.

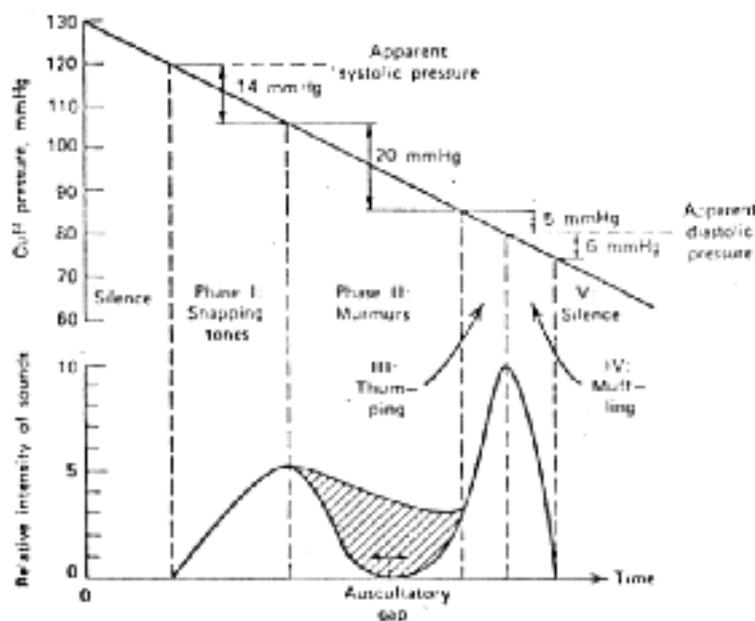


Figure 13. Characteristics of the auscultatory method of measuring the systolic and diastolic pressures (used with permission, from L. A. Geddes. *Direct and Indirect Measurement of Blood Pressure*, copyright © 1970, Year Book Medical Publishers Inc., Chicago).

fig 8

In figura 9 è riportato lo schema di apparato ove la determinazione avviene utilizzando l'effetto doppler.

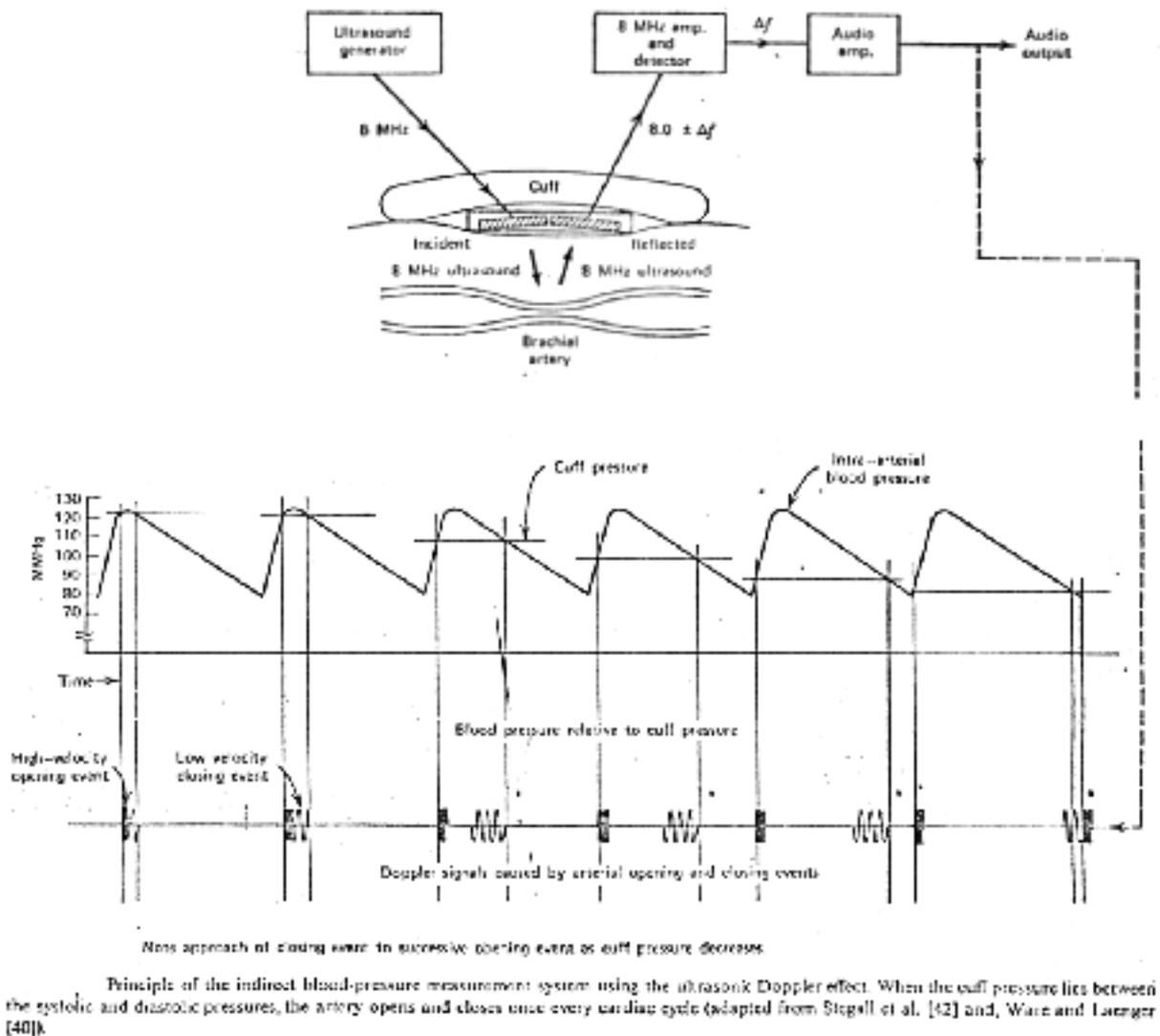


fig.9

## MISURA DIRETTA DELLA PRESSIONE EMATICA

Un catetere viene inserito in un'arteria o in una vena. La pressione presente all'estremità del catetere agisce su una colonna di soluzione fisiologica; quest'ultima, essendo incompressibile, trasmette la pressione ad un trasduttore che ne converte il valore istantaneo in una tensione elettrica; questa viene successivamente amplificata e visualizzata su oscilloscopio e/o registratore grafico. Il catetere è un tubicino di materiale plastico. Un'estremità è sagomata in modo da permettere una agevole introduzione nell'arteria o nella vena e presenta una piccola apertura attraverso la quale la pressione del sangue viene trasmessa al liquido contenuto nel catetere e nel duomo del trasduttore e quindi alla membrana sensibile di quest'ultimo.

La parte sensibile del trasduttore è la membrana, prospiciente alla quale è il duomo, cioè la parte trasparente del trasduttore.

La pressione del sangue agisce sulla membrana non direttamente, ma tramite una colonna di soluzione fisiologica, che riempie il duomo ed il catetere.

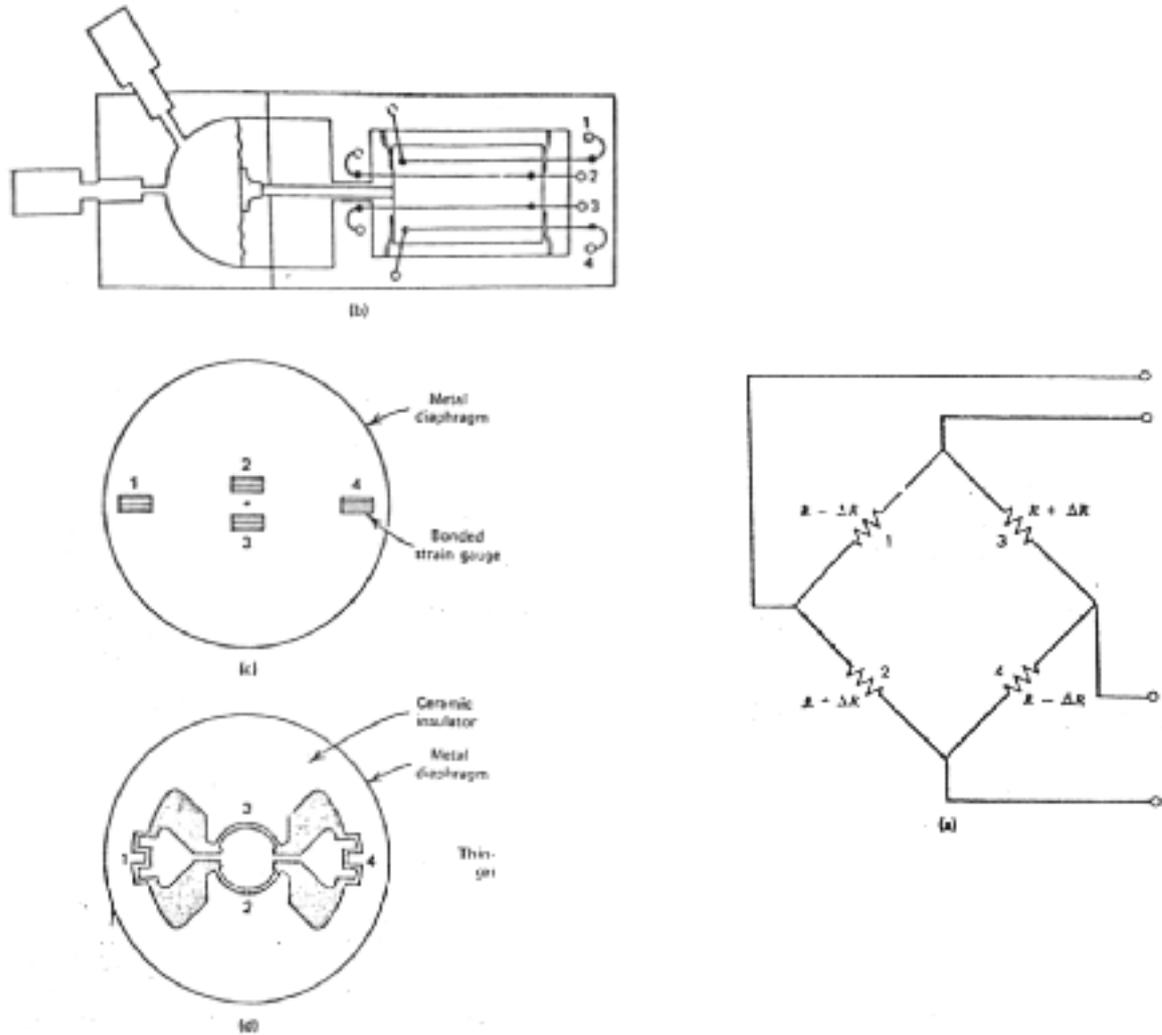


Figure 5 Various strain-gauge pressure transducers: (a) Wheatstone bridge circuit; (b) Unbonded strain-gauge pressure transducer; (c) bonded strain-gauge placement on a metal diaphragm; and (d) thin-film vacuum transducer on a metal diaphragm.

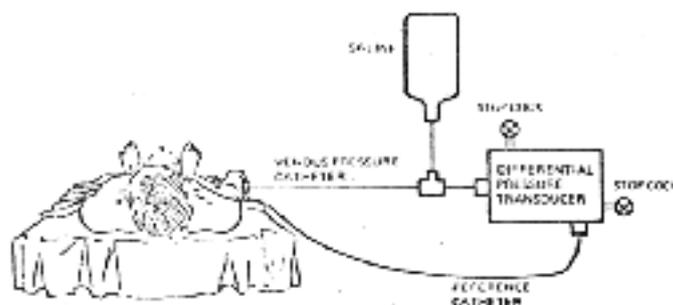


FIGURE 6 Transducer Reference Levels

fig 10

Il trasduttore, schematizzato nella figura 10.5 elettricamente equivale ad un ponte di resistenza. I piccolissimi movimenti della membrana, determinati dalla pressione fanno variare la resistenza di uno dei lati del ponte o di tutti e quattro. Alcuni di questi elettromanometri consentono di effettuare misure di differenze di pressione tra due distretti diversi come è schematicamente riportato in fig. 10.6

## ESECUZIONE DELLA MISURA DELLA PRESSIONE EMATICA

Nell'esecuzione del rilievo della pressione ematica occorre disporre di un sistema di perfusione che permette di effettuare, durante la misura, il lavaggio del catetere ed evitare così il formarsi di coaguli di sangue.

Il sistema di perfusione può essere costituito semplicemente da una siringa contenente soluzione fisiologica: quando il sangue tende a risalire nel catetere, è sufficiente disporre il rubinetto  $R_2$ , indicato nella fig. 11, in posizione tale che il catetere risulti in collegamento con la siringa ed agire quindi su quest'ultima con pressione sufficiente a vincere la pressione interna del soggetto.

Un sistema comune di perfusione è costituito da una sacca gonfiabile mediante uno sfigmomanometro: la sacca esercita pressione su un contenitore di soluzione fisiologica e quest'ultima, attraverso il rubinetto  $R_2$ , va a perfondere il catetere; è possibile esercitare una pressione fino a 300 mmHg e vincere quindi anche forti pressioni interne.

Prima della misura, quindi, occorre assicurarsi che nel duomo non siano presenti bolle d'aria, che costituiscono un pericolo per il soggetto; per eliminarle, prima del collegamento con il catetere, occorre disporre il trasduttore con  $R_1$  chiuso ed  $R_2$  aperto verso l'alto in modo da favorire la fuoriuscita dell'aria.

Occorre quindi curare l'allineamento tra la membrana del trasduttore ed il punto in esame, perché un eventuale dislivello determinerebbe un errore dovuto alla altezza della corrispondente colonna di liquido.

Il rubinetto  $R_1$  indicato nella figura 11, permette di disporre il duomo in diretta comunicazione con l'ambiente o con una sorgente di pressione nota, dopo aver chiuso il rubinetto  $R_2$ ; nel primo caso, in uscita dal trasduttore, si ottiene un valore di tensione corrispondente alla pressione atmosferica, che viene assunto come zero o valore di riferimento, nel secondo caso, l'uscita del trasduttore è proporzionale ad un valore noto di pressione, ottenuto mediante uno sfigmomanometro e permette di tarare lo strumento di misura.

Dopo aver disposto il duomo del trasduttore in comunicazione con l'ambiente mediante  $R_1$  con  $R_2$  chiuso, si aggiusta lo strumento di misura in modo che indichi 0 mmHg; la traccia del registratore grafico o dell'oscilloscopio corrisponde, in tale condizione, alla linea isoelettrica.

Si dispone quindi il duomo in collegamento con uno sfigmomanometro, si fornisce mediante, quest'ultimo una pressione nota, corrispondente al fondo scala, e si regola la sensibilità dello strumento di misura in modo che fornisca lo stesso valore di pressione.



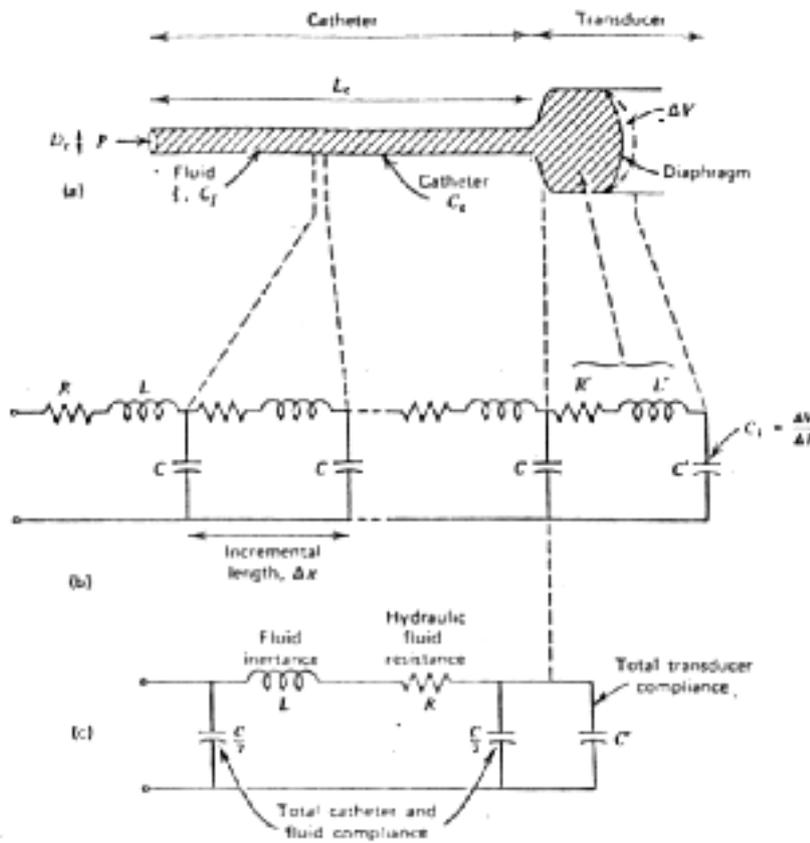


Figure 7.9. The hydraulically coupled catheter-transducer system: (a) physical model; (b) fairly exact electrical transmission line analog; and (c) simplified electrical analog.

Da ciò discende che si è in presenza di un circuito risonante caratterizzato da una propria frequenza di oscillazione che è data da:

$$f = \frac{D}{4} \sqrt{\frac{1}{\pi L} \times \frac{\Delta P}{\Delta V}}$$

ove  $D$  è il diametro della colonna fluida

$L$  è la lunghezza della colonna fluida

$\Delta P$  è la variazione di pressione

$\Delta V$  è la variazione di volume per una data  $\Delta P$

Se si suppone che la colonna fluida è rigida, la variazione di volume è rappresentata da quella del duomo del trasduttore.

In fig. 13.8 è riportata la tipica caratteristica di risposta in frequenza di un tale sistema.

fig 12

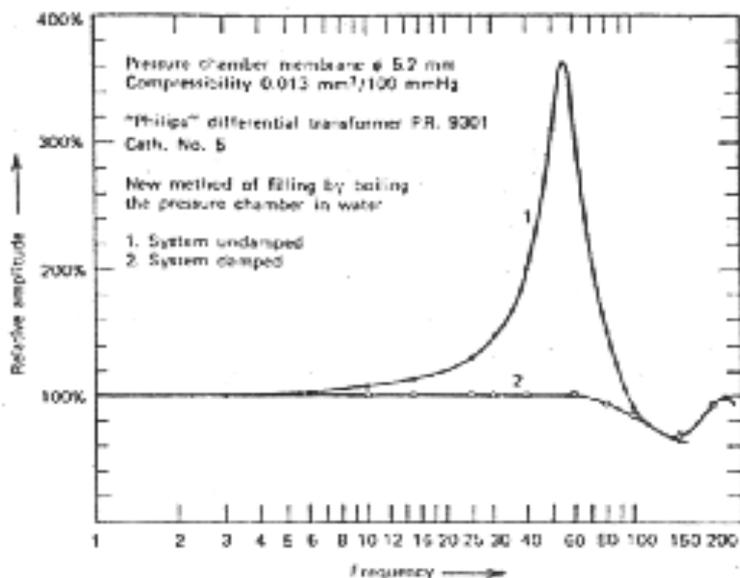


Figure 7 Measured frequency-response characteristics of a catheter-transducer system with and without parallel damping (reproduced, with permission, from J. F. Crull, *Acta Anaesth. Scand.*, suppl. 11, 6, 135-169, 1962).

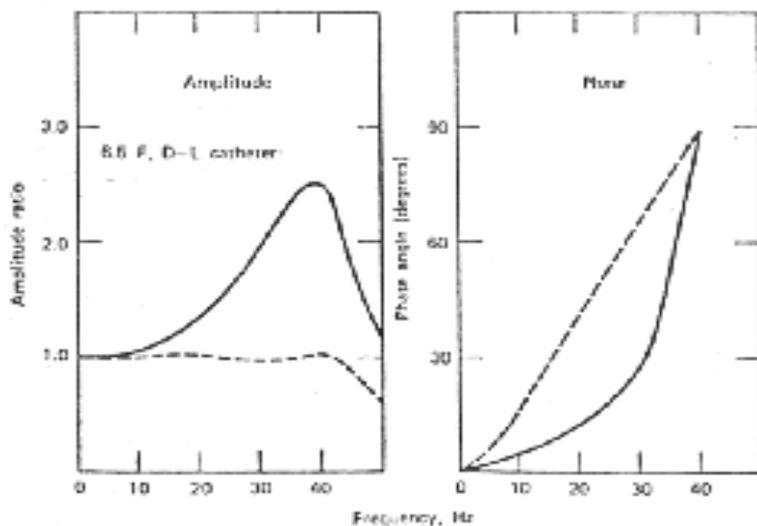


Figure 8 Electrically compensated catheter-transducer response curves: solid lines, uncompensated; broken lines, compensated; transducer, Statham P-23Db (reproduced, with permission, from F. W. Noble and G. O. Barnett, *Med. Electron. Biophys. Eng.*, 1, 537-545, 1963).

fig. 13

Si deve pertanto spesso ricorrere ad una compensazione che può essere ottenuta elettronicamente utilizzando un amplificatore con una risposta adeguata .

In altri casi la risposta in frequenza può essere migliorata con una scelta oculata delle dimensioni del catetere(fig. 14)

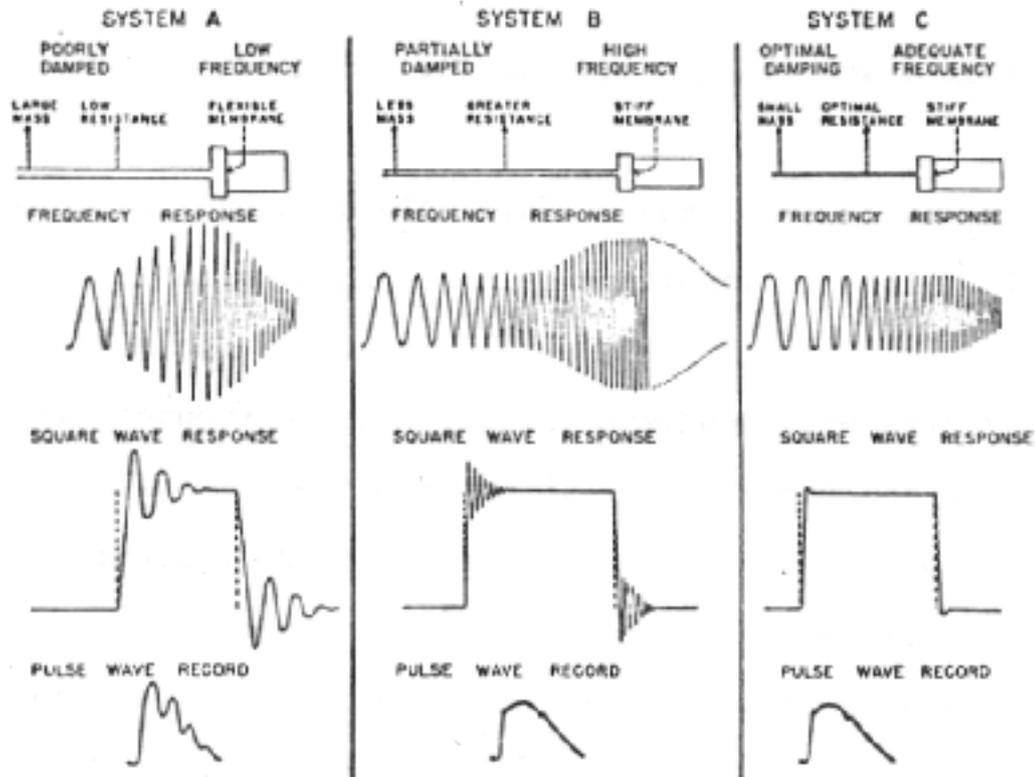


fig 14

#### ALTRI METODI PER LA MISURA DELLA PRESSIONE EMATICA

Spesso non è necessario misurare il valore assoluto della pressione, ma interessa soltanto averne un andamento qualitativo.

Se il flusso ematico diminuisce per qualche ragione, le parti principalmente affette dalla diminuzione sono le dita delle mani e dei piedi. Monitorando il flusso in quei punti è quindi possibile averne un'indicazione dello andamento della pressione.

Uno dei metodi impiegati nel rilievo indiretto della pressione è quello che fa uso di una cella pletismografica a riflessione. Quest'ultima è costituita essenzialmente da una lampadina e da una fotoresistenza (resistenza variabile con la qualità di luce incidente) percorsa da una corrente di lavoro costante.

La cella pletismografica viene fissata normalmente ad un dito del paziente, in modo che la luce della lampadina venga riflessa dal dito sulla fotoresistenza.

E' necessario che la cella non prenda luce dall'esterno e quindi deve essere schermata con un sistema impenetrabile alla luce. In concomitanza con il flusso ematico, cambia il coefficiente di riflessione e varia quindi la quantità di luce che va ad incidere sulla fotoresistenza, determinando una variazione della tensione elettrica ai suoi capi.

Tale tensione viene successivamente amplificata e quindi visualizzata su oscilloscopio o registratore grafico.

Se il soggetto è in condizioni particolari di vasocostrizione (ad esempio, per effetto di una droga o del freddo) la cella pletismografica può essere fissata sulla fronte mediante un cerotto.

## Appendice

### 3.1. Trasduttori di pressione esterni

*Trasduttore a estensimetri resistivi.* Il principio di funzionamento adottato è l'effetto di allungamento prodotto su un filo teso da una forza.

La resistenza elettrica del filo vale notoriamente:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (1)$$

in cui  $\rho$  è la resistività del materiale,  $S$  la sezione e  $l$  la lunghezza. Per effetto della forza applicata tutti gli elementi della (1) sono soggetti a modificarsi.

Per valutare analiticamente gli effetti conviene effettuare il logaritmo e successivamente differenziare; così facendo si ottiene:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta S}{S} \quad (2)$$

Per i materiali oggi utilizzati nella realizzazione degli estensimetri la variazione di  $\rho$  in funzione della forza applicata è trascurabile. Chiamando con  $d$  il diametro del filo la quantità  $\Delta S/S$  vale:

$$\frac{\Delta S}{S} = 2 \frac{\Delta d}{d} = 2\delta \frac{\Delta l}{l} \quad (3)$$

dove  $\delta$  è il rapporto di Poisson.

Sostituendo la (3) nella (2) si ottiene:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} + 2\delta \frac{\Delta l}{l} = \frac{\Delta l}{l}(1 + 2\delta) \rightarrow 1 + 2\delta = G \quad (4)$$

$G$  è chiamato "fattore  $G$ " e costituisce un parametro di valutazione dei materiali utilizzati nella realizzazione degli estensimetri.

Durante la misura ematica il trasduttore di pressione può essere interessato ad un gradiente di temperatura a cui corrisponde una deriva del segnale trasdotto generalmente non trascurabile; anzi il parametro che da sempre ha selezionato fra tutti i numerosi trasduttori di pressione esistenti sul mercato, quei pochi adatti alle misure ematiche, è stato proprio la deriva termica che ancor oggi costituisce la caratteristica non ancora pienamente soddisfacente dal punto di vista del pratico uso clinico dei trasduttori di pressione.

L'elemento più sensibile alla temperatura dell'espressione (1), è  $\rho$  che varia con la temperatura secondo la relazione

$$\rho = \rho_0 [1 + \alpha(T - T_0)] \quad (5)$$

In tab. 9 sono riportati, per i principali materiali utilizzati nella costituzione di estensimetri, i valori numerici dei parametri fin qui considerati. Si può notare che i materiali che presentano alte variazioni di resistenza con l'allungamento, quali il Silicio e il Platino, hanno coefficienti di temperatura così alti da escluderne l'uso nel campo dei trasduttori ad uso medico. I trasduttori di pressione resistivi sono realizzati con 4 estensimetri connessi come riportato in Fig. 10 in cui per effetto della deformazione della membrana, due estensimetri sono soggetti ad un allungamento iniziale (in quanto precedentemente tesi) con la conseguenza di ridurre la propria resistenza.

**Tabella 9. Principali caratteristiche dei materiali utilizzati nella realizzazione di estensimetri resistivi**

Materiali	$\alpha$ %/°C	$G$	$\Delta R/R$ max %	$\Delta R/R$ max %	$\rho$ g/cm <sup>3</sup>
Platino	0,5	5	0,27	1,4	21,0
Costantana	0,007	2	0,24	2,5	8,49
Nichelcromo	0,01	2,5	0,56	0,9	8,78
Mezzana (1)	0,09	?	/	/	0,18
Silicio (2)	0,5 - 0,7	100 - 175	0,55	50	2,34 - 2,33

(1) Tipo tipo T-50-100  
 (2) Funzione del drogaggio

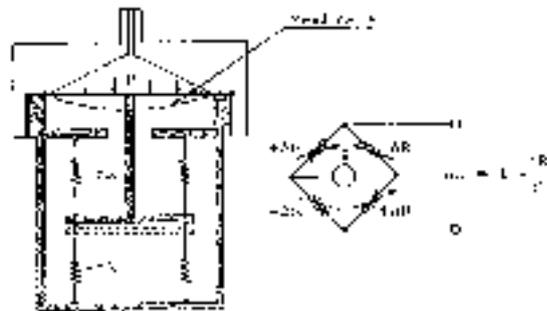


Fig. 10 - Schema costruttivo e al trasduttore di pressione ad estensimetri resistivi.

Gli estensimetri sono collegati a ponte, come mostrato in Fig. 10, alimentato da una tensione costante E generalmente continua.

Il segnale d'uscita, funzione della pressione applicata nella membrana, è la tensione  $e_u$  il che vale:

$$e_u = E \frac{\Delta R}{R} \quad (6)$$

*Risposta in frequenza.* I trasduttori di pressione sono equivalenti, ai fini della determinazione della frequenza di risonanza, a oscillatori che presentano un coefficiente di smorzamento di circa 0,1.

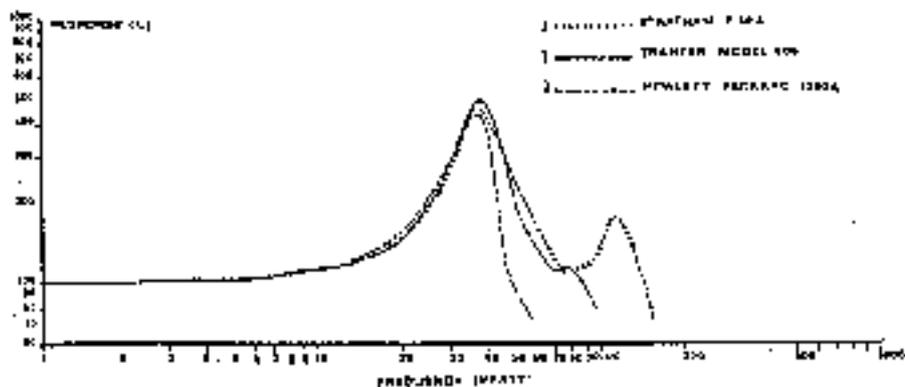


Fig. 16 - Risposta in frequenza di tre fra i più diffusi trasduttori di pressione oggi utilizzati (1) Trasduttore ad elementari resistivi, (2) Trasduttore a condensatori di capacità.

In Fig. 16 sono riportate le risposte in frequenza di 3 fra i più diffusi trasduttori di pressione oggi utilizzati nella pratica clinica. In queste condizioni l'attitudine a oscillare amplifica le componenti frequenziali del segnale da misurare alterandone la morfologia. In Fig. 17 sono riportati i limiti di accettabilità della banda passante e dello smorzamento del trasduttore per una tipica onda pressoria ematica.

In basso a destra è riportato il punto di lavoro intrinseco del trasduttore che, come detto, non è soddisfacente.

Per aumentare lo smorzamento occorre inserire nel circuito idraulico un elemento estendibile come ad esempio una piccola bolla d'aria. Questa operazione, oltre a essere aleatoria, sposta il punto di lavoro del trasduttore verso sinistra. Non sempre nei casi pratici si riesce a intersecare la zona di "risposta adeguata". Un dispositivo al proposito molto più efficace è costituito da una bolla d'aria di una particolare dimensione collegata al circuito di misura attraverso un capillare regolabile con continuità. Il dispositivo mostrato in Fig. 18a, ha come schema equivalente quello riportato in Fig. 18b. Con questo dispositivo il punto di lavoro del trasduttore, mostrato in Fig. 17 si sposta verso sinistra su una retta molto inclinata e quasi sempre è possibile intersecare la zona di "risposta adeguata".

Per lo stesso motivo e al fine di disporre della maggiore banda passante possibile è opportuno utilizzare, nei collegamenti idraulici fra punto di misura e trasduttore, elementi il più possibile anelastici quali ad esempio cateteri di poli-tene o teflon, e tubi di raccordo anch'essi di poli-tene o PVC rigido, i quali in ogni caso devono essere rigorosamente riempiti di liquido incompressibile (soluzione fisiologica). In Tab. 19 è riportata a titolo di esempio la frequenza di risonanza presentata da alcuni trasduttori connessi a due diversi cateteri mediante tubi di raccordo di diversa lunghezza. Come si può notare, soprattutto considerando il grafico di Fig. 17, l'effetto del catetere e del tubo di raccordo è molto rilevante ai fini della banda passante del sistema.

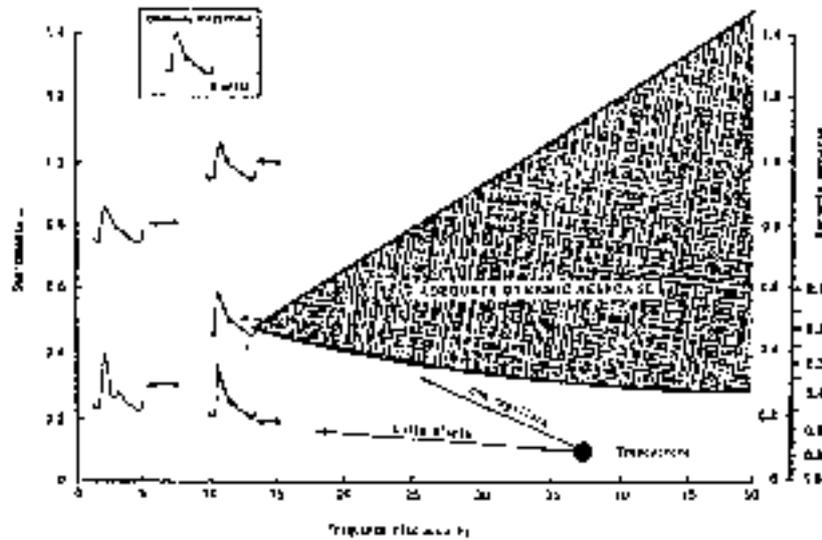


Fig. 17 - Valori consigliati di frequenza di risonanza e smorzamento nei trasduttori di pressione.

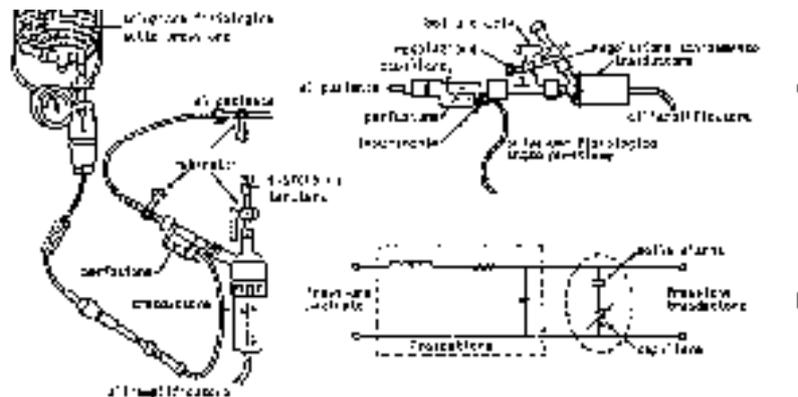


Fig. 18 - Collegamento idraulico del trasduttore di pressione

**Tabella 19.** Risposta in frequenza del trasduttore di pressione con catetere e tubo di raccordo. Frequenza di risonanza in Hz

Trasduttore	senza tubo	Calibro: 20 Gauge Catholon I Tubo: catetere Ciba con iniezione			Curettina JF Swan Ganz
		90 cm	120 cm	250 cm	
Sato e PSE	115	46	52	25	25
Truick, 800	265	54	/	/	/
U F 1290A	81	59	26	21	20

**Sistema di misura e perfusione.** Il trasduttore di pressione estemo deve essere connesso idraulicamente al punto di misura che tipicamente è costituito da un vaso entro cui scorre il sangue. Così facendo la pressione applicata al trasduttore è costituita dalle seguenti tre componenti:

- Effettiva pressione da misurare

-Componente statica pari alla colonna di liquido esistente fra il punto di misura e la membrana del trasduttore. Per rendere nulla questa quantità occorre allineare il trasduttore al punto di misura o convenzionalmente porlo all'altezza del cuore.

-Componente dinamica dovuta alla velocità del sangue perpendicolare al piano del lume del catetere. Per eliminarla occorre sistemare il lume del catetere parallelo alle linee di flusso anziché perpendicolarmente. Per questo motivo i cateteri hanno una ogiva priva di foro mentre il lume del catetere è sistemato sulla superficie laterale del catetere stesso.

Con gli accorgimenti sopra riferiti si può effettuare correttamente la misura della pressione. Tuttavia è frequente che il sangue, in prossimità del lume del catetere, coaguli occludendo il condotto idraulico, impedendo perciò la misura.

Un semplice accorgimento atto ad eliminare questo inconveniente, consiste nel far scorrere verso il paziente un piccolo flusso di soluzione fisiologica di pochi ml/ora. Tale flusso è ottenuto collegando al circuito idraulico di misura un serbatoio di soluzione fisiologica sotto pressione (tipicamente a 300 mm Hg) attraverso un capillare. Occorre tuttavia verificare che questo flusso, detto di perfusione, non generi attraverso il catetere una pressione sensibile sul trasduttore che evidentemente altera quella da misurare. Per verificare ciò si consideri lo schema equivalente di Fig. 20 in cui i capillari  $C_1$  e  $C_2$  sono rappresentativi di tutte le resistenze al flusso dei rispettivi circuiti idraulici.

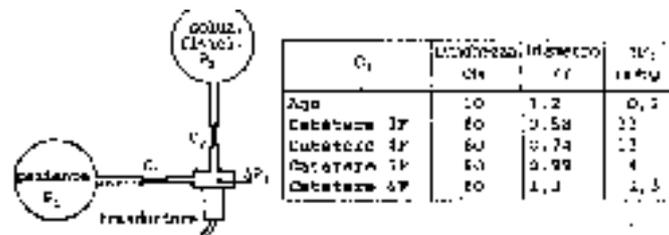


Fig. 20 - Schema equivalente della perfusione continua.

Poiché il flusso è laminare, la variazione di pressione  $\Delta P$  ai capi del capillare di raggio  $r$  e lunghezza  $l$  vale:

$$\Delta P = 8\rho l / \pi r^4 Q$$

in cui  $\rho$  è la densità della soluzione fisiologica e  $Q$  la portata.

La pressione indesiderata  $\Delta P_1$  sul trasduttore, generata dal flusso  $Q$ , vale:

$$\Delta P_1 = P_2 \frac{l_1}{l_2} \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^4$$

In tabella di Fig. 20 sono riportati i valori di  $\Delta P_1$ , in alcuni casi pratici quando il flusso  $Q$  di perfusione è ottenuto mediante un capillare  $C_2$  costituito tipicamente da un tubetto di 0,1 mm di raggio e 10 cm di lunghezza. Come si può notare  $\Delta P_1$ , non è trascurabile quando si usano cateteri sottili. In questo caso per non perdere il vantaggio della perfusione, quest'ultima la si disinserisce soltanto durante la misura e la si riinserisce immediatamente dopo agendo sul dispositivo mostrato in Fig. 18.

### 3.2. Catheter-tip

Parecchi degli inconvenienti legati alla misura di pressione con trasduttori esterni sarebbero eliminabili se il trasduttore fosse posto in cima al catetere. In questo caso il catetere avrebbe solo la funzione di contenere i conduttori per trasferire all'esterno la quantità elettrica trasmessa. Tali trasduttori, anche se i primi prototipi risalgono agli anni '60, sono oggi in via di perfezionamento e le loro applicazioni cliniche restano limitate.

Dal punto di vista realizzativo i trasduttori "catheter-tip" presentano i seguenti vantaggi:

- 1) Minor dipendenza dalla temperatura essendo immersi in un liquido termostato (sangue)
- 2) Nessuna limitazione alla banda passante del trasduttore, poiché non sussistono più le limitazioni introdotte dal catetere o più in generale dal circuito idraulico
- 3) Nessun problema di occlusione del lume del catetere
- 4) Maggiore indipendenza del paziente dal sistema di misura e sensibile semplificazione della metodica (inesistenza del circuito idraulico)

*Catheter-tip a piezoresistenze.* Fra i primi trasduttori catheter-tip realizzati vi è quello a piezoresistenze, costituito da un wafer epitassiale di Silicio dello spessore di circa 200  $\mu\text{m}$  su cui, per diffusione, si sono depositate 4 piezoresistenze come mostrato in Fig. 21A.

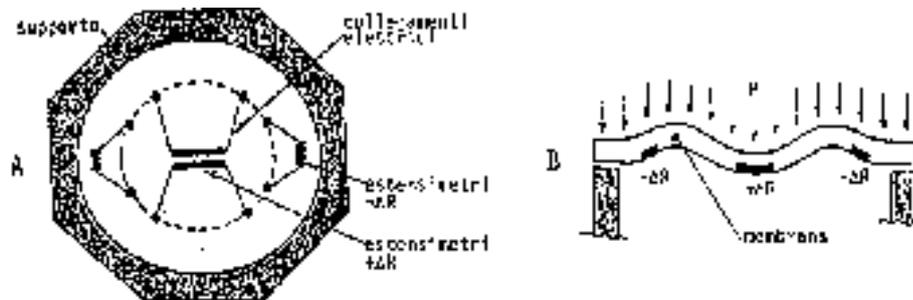


Fig. 21 - Trasduttore catheter-tip a piezoresistenze

Per effetto della pressione applicata, la membrana si deforma come mostrato in Fig. 21B. Gli estensimetri posti esternamente subiscono una variazione negativa di resistenza mentre quelli posti al centro della membrana un aumento di resistenza. Tali estensimetri sono connessi nella configurazione a ponte e forniscono un segnale d'uscita  $e_o$  del tipo di relazione (6).

Il limite di questi trasduttori, che possano essere realizzati con diametri minimi di 1÷2 mm, è la deriva termica inadeguata, nonostante l'elevato fattore G (Tab. 9).

L'uso di particolari circuiti elettronici di compensazione termica ha ulteriormente ridotto la deriva termica a livelli appena accettabili.

Per quanto riguarda invece la risposta in frequenze, questi dispositivi offrono caratteristiche molto superiori alle esigenze.

*Catheter-tip a condensatore variabile.* Il trasduttore di pressione catheter-tip a condensatore variabile ha un funzionamento identico a quello già visto e mostrato in Fig. 12.

Le dimensioni minime del trasduttore oggi ottenibili sono di circa 1 mm di diametro con la distanza fra le armature di pochi  $\mu\text{m}$ . La capacità in assenza di pressione è dell'ordine di 10 pF e aumenta, a fondo scala, di circa il 20%.

Un tale ridotto valore di capacità, pone alcuni problemi in ordine agli effetti delle capacità distribuite nei conduttori o parassite, in questo caso molto più sensibili rispetto al trasduttore capacitivo esterno visto precedentemente.

La deriva termica di questo trasduttore è confrontabile con quello esterno e perciò accettabile. La risposta in frequenza, anche in questo caso, è molto superiore alle esigenze. Questo tipo di trasduttore è molto promettente e si prevede un uso sempre più diffuso nel prossimo futuro.

*Catheter-tip a effetto ASE.* Un ultimo tipo di trasduttore catheter-tip, molto utilizzato in altre applicazioni, ma solo potenzialmente interessante per le metodiche cliniche, è il dispositivo che sfrutta l'effetto ASE (anisotropic stress effect). Tale effetto consiste nella modificazione della conduzione di una giunzione N-P, provocata da una forza applicata sulla giunzione stessa.

Se tale giunzione è la giunzione base-emettitore di un transistor, il parametro  $h_{FE}$  risulta anziché costante, fortemente variabile con la forza applicata come mostrato in Fig. 22A. Conseguentemente la caratteristica  $V_{CE}$  per  $I_B = \text{cost}$  assume la forma caratteristica riportata in Fig.22B.

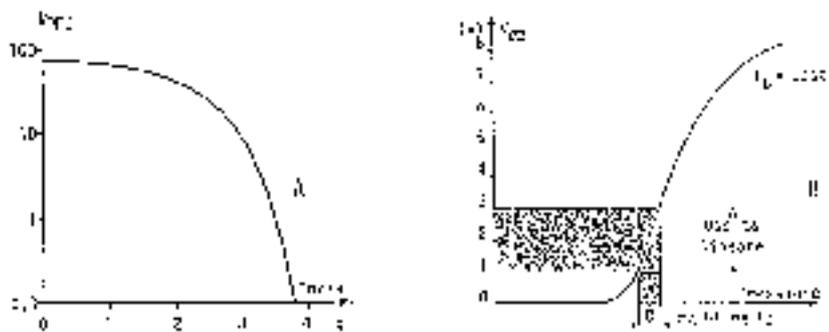


Fig. 22 - Caratteristiche elettriche del trasduttore a effetto ASE.

Considerando l'enorme dinamica è possibile scegliere il tratto più lineare da utilizzare ai fini della trasduzione della pressione. In Fig. 23 è riportata la schematizzazione di questo trasduttore di pressione. La membrana per effetto della pressione applicata genera una forza sulla giunzione base-emettitore del transistor che dà luogo alla curva riportata in Fig. 22.

Questo trasduttore, il cui diametro minimo è dell'ordine di 1÷2 mm, presenta caratteristiche quasi tutte adeguate all'uso clinico all'infuori della deriva termica che è ai limiti dell'accettabilità, assumendo il valore di alcuni mmHg/°C.

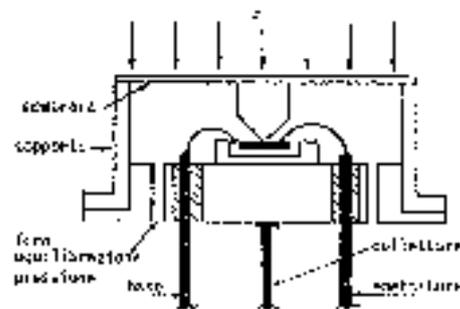


Fig. 23 - Schematizzazione del trasduttore di pressione ad effetto ASE.