

A large, abstract graphic in the top half of the slide, consisting of several overlapping, semi-transparent blue shapes that create a sense of depth and movement. The shapes are primarily curved and angular, resembling stylized waves or architectural forms.

Modulo Biosensori

Sensori Fisici

a.tognetti@centropiaggio.unipi.it

Trasduttori elettromagnetici

- Misura di velocità

- Se il flusso di un campo magnetico concatenato con una bobina varia nel tempo, per la legge dell'induzione magnetica, la tensione indotta sulla bobina risulta proporzionale alla variazione del flusso rispetto al tempo:

$$e = -N \frac{d\Phi}{dt}$$

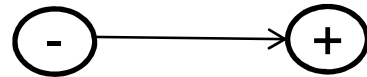
e è la tensione indotta

N è il numero delle spire nella bobina

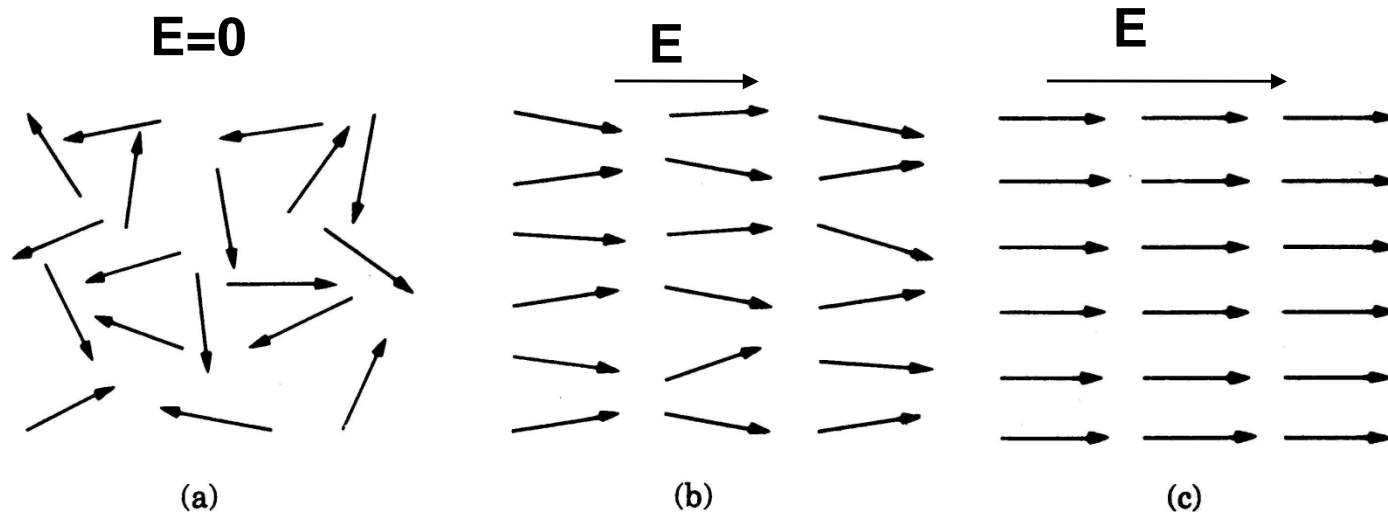
- Φ è il flusso magnetico totale. Una semplice applicazione di tale principio in un trasduttore di velocità, sarebbe quella di attaccare un piccolo magnete permanente all'oggetto di cui vogliamo misurare la velocità e collocare nelle vicinanze una bobina sulla quale verrà indotta una tensione legata alla velocità del magnete. L'esatta relazione è determinata dalla distribuzione del campo nel magnete e dall'orientazione del magnete rispetto alla bobina

Polarizzazione materiali

- Si chiama momento di dipolo elettrico una grandezza vettoriale \mathbf{p} che ha direzione e verso dalla carica negativa a quella positiva e modulo $\mathbf{p} = q \mathbf{d}$
 - Unità di misura Coulomb*m

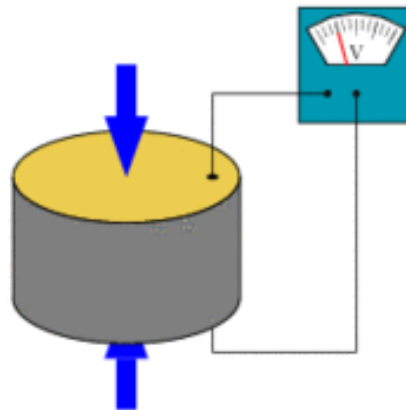


- Polarizzazione (\mathbf{Pv}) del materiale momento di dipolo \mathbf{P} per unità di volume
 - $\mathbf{P} = \Sigma \mathbf{p}$
 - Unità di misura: Coulomb/m²
 - $\mathbf{E}=0 \rightarrow \mathbf{Pv} = 0$



Trasduttori piezoelettrici

- Forza, accelerazione
- Effetto piezoelettrico
 - Alcuni cristalli o materiali ceramici hanno una polarizzazione spontanea.
 - $\mathbf{Pv} \neq 0$ con $\mathbf{E} = 0$
 - Se si deforma opportunamente la struttura cristallina si provoca una variazione della polarizzazione, le cariche esterne sulle superfici si modificano e quindi varia la differenza di potenziale.
 - Processo inverso: applicando dall'esterno una differenza di potenziale tra le due superfici, si ha una deformazione del materiale (dovuta a una forza che agisce sui dipoli elettrici). Il materiale può essere stirato, compresso o fatto vibrare.



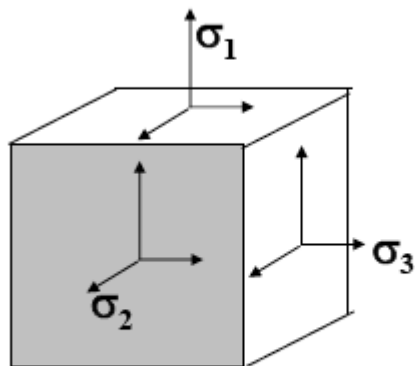
Trasduttori piezoelettrici

- Fenomeno non isotropo

- Comportamento elettro-meccanico diverso per diverse direzioni di sollecitazione. Per la descrizione matematica del fenomeno piezoelettrico si utilizza una terna di riferimento ortogonale generalmente coincidente con gli assi di simmetria naturali del cristallo e si pone in relazione il vettore polarizzazione con gli sforzi a cui è soggetto il cristallo mediante un sistema del tipo

Lo stato tensionale è descritto da nove componenti, tre componenti assiali ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) e sei componenti normali delle tensioni ($\sigma_4, \sigma_5, \sigma_6, \sigma_7, \sigma_8, \sigma_9$).

Per motivi di simmetria le componenti si riducono a sei.



Le relazioni precedenti diventano:

$$P_i = \sum_{j=1}^6 d_{ij} \sigma_j$$

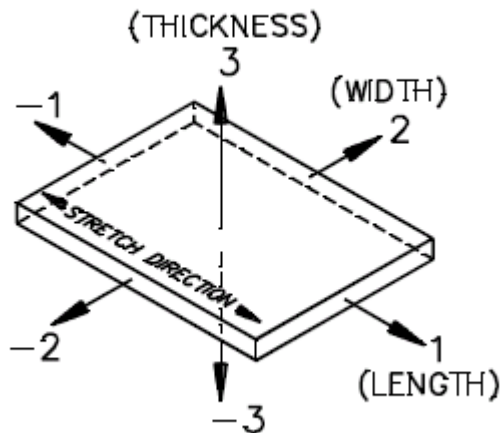
$$x_j = \sum_{i=1}^3 d_{ij} E_i$$

Generazione di carica superficiale in relazione a uno stress meccanico applicato

quindi la matrice d_{ij} dovrebbe essere composta da 18 termini. In realtà nei materiali di interesse solo alcuni di questi termini sono diversi da zero.

Trasduttori piezoelettrici

- Sensore piezoelettrico
 - Applicazione di elettrodi al materiale piezoelettrico per misurare la carica generata
- Coefficienti piezoelettrici
 - Legano la generazione di carica alla deformazione causata da una forza esterna applicata
 - Variano con la posizione degli elettrodi e con la direzione della forza applicata
 - Forniti dal costruttore



d_{ij}
i asse "elettrico"
j asse "meccanico"

Esempio: **d31** elettrodi
disposti perpendicolarmente
alla direzione 3, forza
applicata lungo la direzione 1

Sensore a Film sottile:
coefficienti utili d31, d32, d33

Trasduttori piezoelettrici

Parameter	PZT4 [5]	PZT5A [5]	BaTiO ₃ [6]	PVDF [62]
d_{31} pC/N	-122	-171	-78	25
d_{32} pC/N	-122	-171	-78	2
d_{33} pC/N	285	374	190	-33
d_{15} pC/N	495	585	260	27

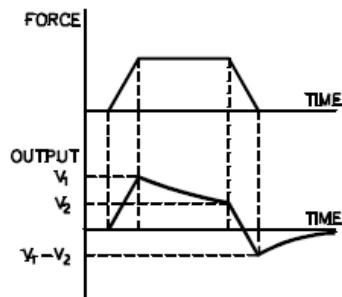
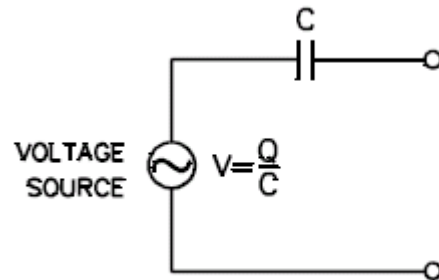
Trasduttori piezoelettrici

$$D = \frac{Q}{A} = d_{ij} \sigma_j \quad \text{Film sottile} \quad \longrightarrow \quad D = \frac{Q}{A} = d_{3j} \sigma_j$$

$$V = g_{ij} \sigma_j h \quad \text{Tensione a circuito aperto}$$

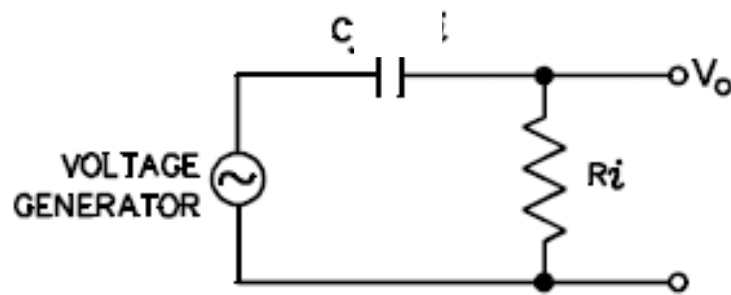
Conoscendo la dimensione del sensore abbiamo una diretta proporzionalità tra tensione e forza applicata

Circuito equivalente



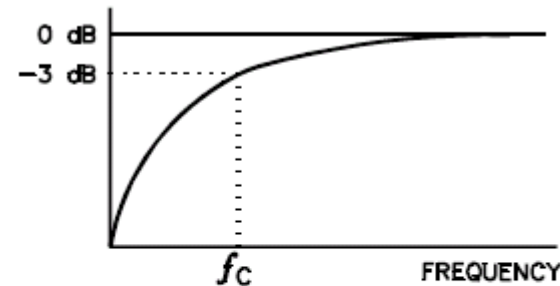
La componente continua della risposta è nulla. Utilizzabile solo per forze che variano nel tempo

Trasduttori piezoelettrici



Alta impedenza di uscita il segnale di ingresso viene attenuato (effetto di “loading”, più importante alle basse frequenze)

Il trasduttore si comporta come un filtro **passa alto**. La frequenza di taglio dipende dalla capacità del trasduttore e dall'impedenza di ingresso del circuito.



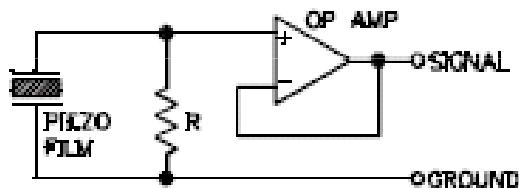
f_c = CUT-OFF FREQUENCY

$$= \frac{1}{2\pi \times \text{TIME CONSTANT}}$$

$$= \frac{1}{2\pi RC}$$

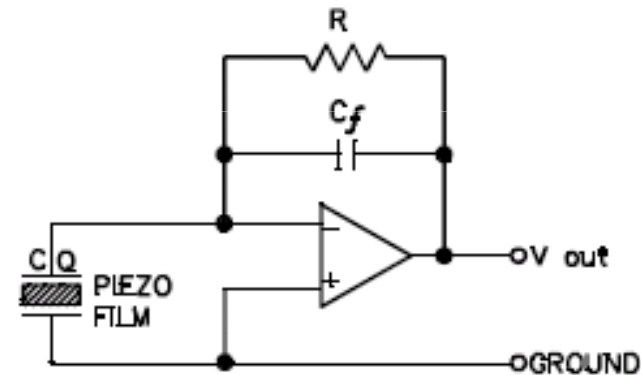
Trasduttori piezoelettrici

Circuiti di lettura



Buffer

Amplificatore carica



C_f = FEED BACK CAPACITANCE

$$V_{out} = -\frac{Q}{C_f}$$

$$\text{VOLTAGE GAIN} = -\frac{Q}{C_f}$$

$$\text{TIME CONSTANT} = RC_f$$

$$\text{CUT-OFF FREQUENCY} = \frac{1}{2\pi RC_f}$$

Trasduttori piezoelettrici

i.

▪ Applicazioni biomediche

- La semplicità dei dispositivi ed il basso costo dei materiali piezoelettrici li rendono ottimi candidati nella realizzazione di trasduttori di diversi fenomeni fisiologici. Alcuni cristalli piezoelettrici vengono utilizzati, infatti, in microfoni per misurare e registrare il battito cardiaco (fonocardiografi), oppure per rivelare i suoni associati al metodo occlusivo per misurare la pressione sistolica e diastolica (suoni di Korotkoff).
- Il campo di applicazione più ampio è quello degli accelerometri. Fondamentalmente gli accelerometri consistono di una massa collegata ad una faccia di un materiale piezoelettrico.
- E' da notare anche il fatto che i trasduttori ultrasonici per uso diagnostico sono tutti basati sull'uso di materiali piezoelettrici (sia effetto diretto che inverso)

Sensori di forza

La misura di una forza può essere effettuata in diverse modalità:

- utilizzando un trasduttore piezoelettrico
- bilanciando la forza da rilevare con una forza gravitazionale di una massa nota;
- misurando l'accelerazione di una massa nota alla quale la forza è applicata;
- convertendo la forza nella pressione di un fluido e misurando la pressione;
- misurando la deformazione che la forza da valutare produce in un elemento elastico.

Per le misure di tipo fisiologico, soprattutto per lo studio dell'attività muscolare, si adotta generalmente l'ultima tecnica. La deformazione di un corpo elastico viene, generalmente misurata da un estensimetro

Applicazioni biomediche

Un'applicazione tipica per sensori di forza è nel quadro delle piattaforme dinamometriche. Queste sono in grado di rilevare le tre componenti di un carico gravante su di esse (anteroposteriore, laterale, verticale) a ciascuno dei quattro angoli e quindi possono essere utilizzate per determinare la posizione del centro di forza di un soggetto in relazione alla posizione dei suoi piedi. Per un corpo in posizione statica tale centro si trova allineato verticalmente al centro di gravità dello stesso. I movimenti del centro di forza sono misurati generalmente in termini di ampiezza o frequenza di oscillazione o di distanza coperta da esso in dato tempo. L'area dell'involuppo di quest'ultima curva è un parametro molto importante dal punto di vista medico per la rilevazione di varie patologie motorie.

Misure di pressione

La pressione è definita come la forza esercitata per unità di area. Nel sistema di misura cgs l'unità di misura della pressione è il *bar*, che equivale a

$$1 \frac{\text{dine}}{\text{cm}^2} \quad ; \text{ nel sistema MKS l'unità è il Pascal, che equivale a } \quad 1 \frac{\text{Newton}}{\text{m}^2}$$

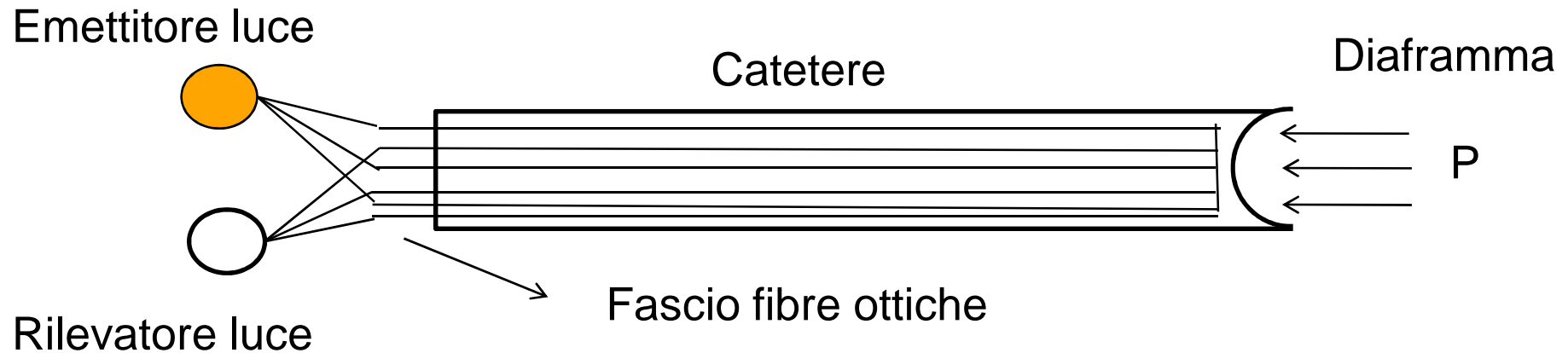
Le pressioni fisiologiche sono espresse in millimetri di mercurio. In campo biomedico la conoscenza della pressione è di fondamentale importanza, sia in ambito diagnostico che chirurgico. La misura della pressione venosa, arteriosa, intraoculare o intracraniale può essere uno strumento di indagine alcune volte fondamentale per prevenire gravi patologie; durante un intervento chirurgico il continuo monitoraggio della pressione sistolica e diastolica permette all'anestesista di tenere sotto controllo la situazione fisiologica del paziente.

Metodi diretti

I metodi diretti consistono nell'introduzione di trasduttori direttamente nella regione di interesse. Il trasduttore ad uso diretto più diffuso in campo clinico consiste in un catetere riempito di un fluido ed accoppiato con un trasduttore esterno a membrana. Un aumento della pressione all'estremità del catetere provoca un aumento di flusso all'interno del catetere che determina uno spostamento della membrana del trasduttore.

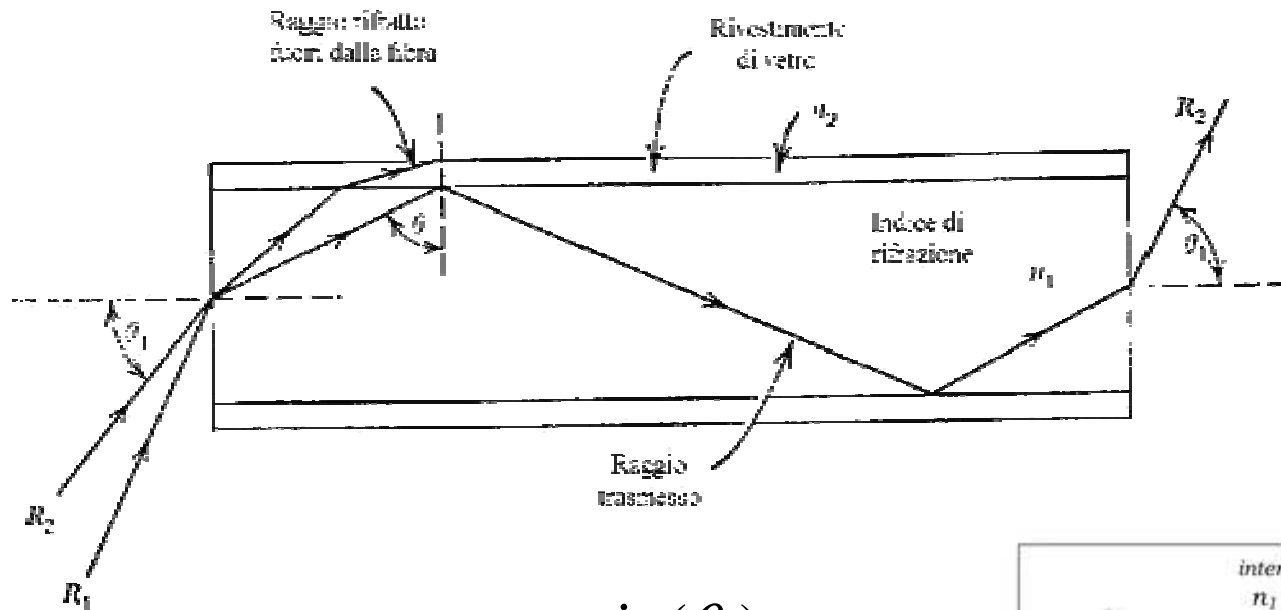
Trasduttori di pressione a fibra ottica

Misurare la deformazione di un diaframma tramite la variazione della luce riflessa tramite una fibra ottica



La quantità di luce rilevata dipende dallo spostamento del diaframma. Possibilità di progettare un sistema per il quale la quantità di luce riflessa sia proporzionale allo spostamento

Meccanismo di rifrazione e riflessione all'interno di una fibra ottica di due raggi con angolo di incidenza diversi.

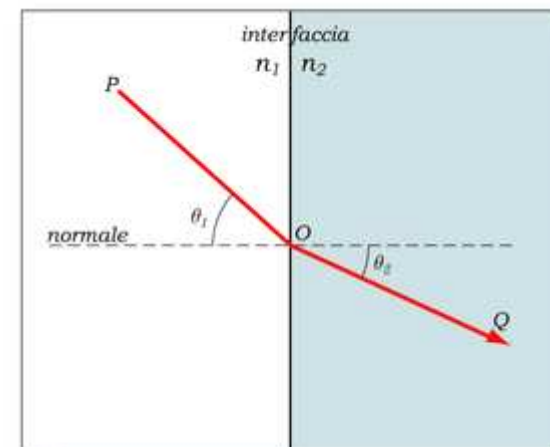


Legge di Snell

$$\frac{\sin(\theta_1)}{\sin(\theta_2)} = \frac{n_2}{n_1}$$

Angolo critico:
Riflessione totale
Se $n_1 > n_2$

$$\frac{n_1}{n_2} \sin(\theta_1) \approx 1$$



Trasduttori di pressione a fibra ottica

Misurare la deformazione di un diaframma tramite la variazione della luce riflessa tramite una fibra ottica

Il nucleo di una fibra ottica è costituito da un materiale vetroso (o plastico) ad elevato indice rifrattivo

$n_1 \approx 1.7$ avente diametro compreso tra 2 e 100 μm

ricoperto da un vetro a più basso indice rifrattivo

$n_2 \approx 1.5$ avente uno spessore di circa 0.5

che assolve ad una triplice funzione: limita le perdite di luce che si verificano ad ogni riflessione, elimina gli accoppiamenti trasversali di luce tra fibre ottiche adiacenti e permette la fusione di più fibre se si vuole realizzare una matrice. Un raggio incidente all'interfaccia vetro-vetro con un angolo superiore all'angolo critico

$$\theta_c = \sin^{-1}(n_2 / n_1)$$

subisce una riflessione totale con una minima perdita di energia durante la propagazione.

Un trasduttore di pressione che impiega fibre ottiche è costituito da un catetere all'interno del quale corrono due fasci di fibre e termina con una membrana. Una sorgente luminosa emette attraverso un fascio la luce che incide sulla membrana, viene riflessa e ritorna indietro ad un rivelatore attraverso il secondo fascio. I due fasci sono mescolati in modo che una fibra appartenente al fascio emettitore sia adiacente ad una del fascio ricevitore. La pressione che agisce sulla membrana ne provoca una deflessione inducendo una variazione sull'intensità della luce riflessa.

I vantaggi legati a questo tipo di trasduttori risiedono nelle piccole dimensioni e nell'assenza di tensioni elettriche all'interno del catetere che lo rendono più sicuro.

Pressione arteriosa e sfigmomanometria

La pressione arteriosa è quella esercitata sulle pareti dei vasi sanguigni dal sangue spinto dall'azione della pompa del cuore. La prima misurazione della storia avvenne in maniera diretta quando nel 1733 il reverendo inglese Stephen Hales inserì nell'arteria della zampa del suo cavallo una sonda di ottone collegata ad un tubo di vetro. Osservando l'altezza alla quale il sangue saliva nel tubo, Hales stabilì sia pur approssimativamente, il valore della pressione sanguigna.

Dobbiamo ad un medico italiano, il torinese Scipione Riva Rocci l'idea del metodo indiretto e non cruento, usato ancora oggi per misurare la pressione.

Il metodo consiste nel controbilanciare la pressione del sangue che scorre nelle arterie con una pressione applicata all'esterno del corpo, che di solito viene espressa in millimetri di mercurio (mm Hg).

Lo strumento per ottenere questo risultato, ideato da Riva Rocci, si chiama sfigmomanometro (dal greco "sfigmo", pulsazioni, "manos", in alternanza, "metron", misura) e consiste in un bracciale che viene gonfiato fino a produrre una pressione superiore o uguale a quella dell'arteria, in modo che non sia più possibile percepire la pulsazione. I valori di pressione del sangue venivano letti su una colonnina di mercurio tastando il polso al momento della scomparsa e ricomparsa della pulsazione.

Il russo Nicolai Korotkoff propose il metodo usato ancora oggi: dopo aver prodotto nel bracciale una pressione tale da occludere l'arteria, si valutano la pressione sistolica ("massima") e quella diastolica ("minima") in base all'ascolto di caratteristici suoni (suoni di Korotkoff) che scompaiono durante la graduale decompressione del bracciale e che sono quindi in rapporto con il ripristino del flusso del sangue. I suoni sono rilevabili attraverso uno stetoscopio applicato sulla piega del gomito. Il valore di pressione al braccio di norma è prossimo a 120 mm Hg (in sistole) e 80 mm Hg (in diastole). Valori anomali rispetto a tali cifre potrebbero essere indice di alcune problematiche: per esempio, se superiori (stato ipertensivo), denunciano un affaticamento per il cuore in quanto forzato a dare più pressione al sangue per farlo circolare all'interno dei vasi.

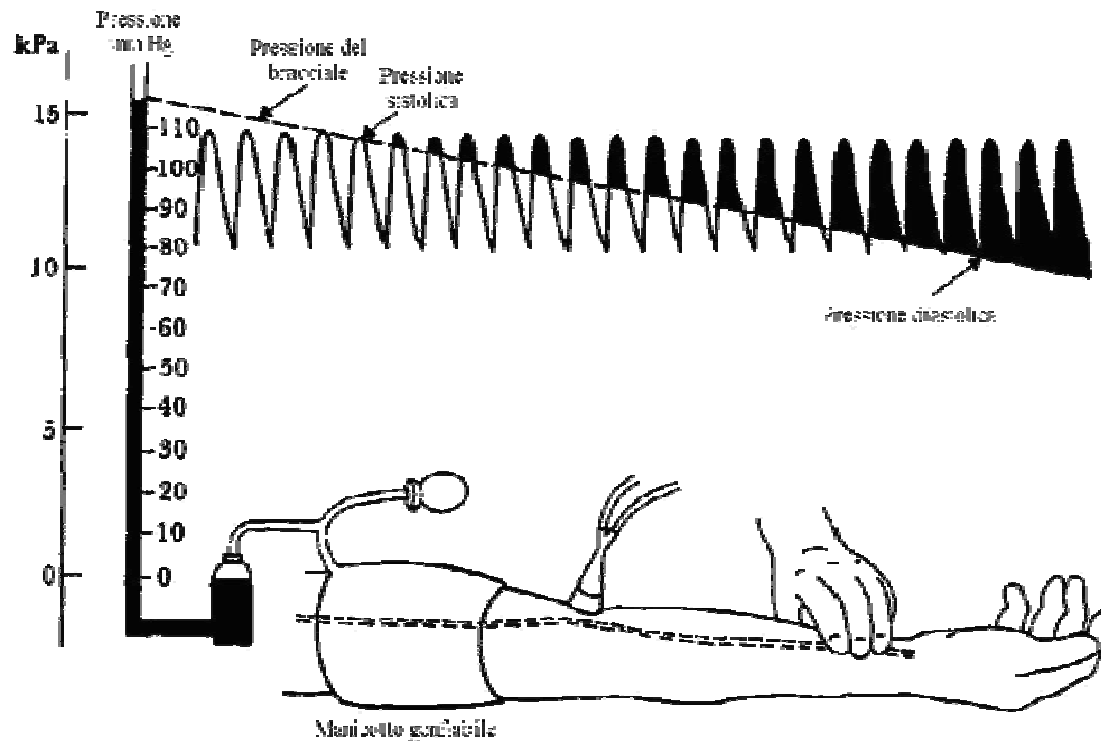
Tecnica indiretta di misura della pressione sanguigna usando l'effetto Doppler.

Pressione arteriosa

- La pressione arteriosa (PA) esprime l'intensità della forza con cui il sangue (contenuto) spinge sulle pareti arteriose (contenente), divisa per l'area della parete. Tale pressione è il risultato dei seguenti fattori:
 - forza di contrazione del cuore
 - gittata sistolica, ovvero quantità di sangue espulsa per ogni contrazione (sistole) ventricolare
 - resistenze periferiche, ovvero la resistenza opposta alla progressione del sangue dallo stato di costrizione delle piccole arterie
 - elasticità dell'aorta e delle grandi arterie
- La pressione arteriosa, quindi, si distingue in:
 - pressione sistolica (o "massima"), durante la contrazione o sistole ventricolare
 - pressione diastolica (o "minima"), durante il rilassamento o diastole ventricolare

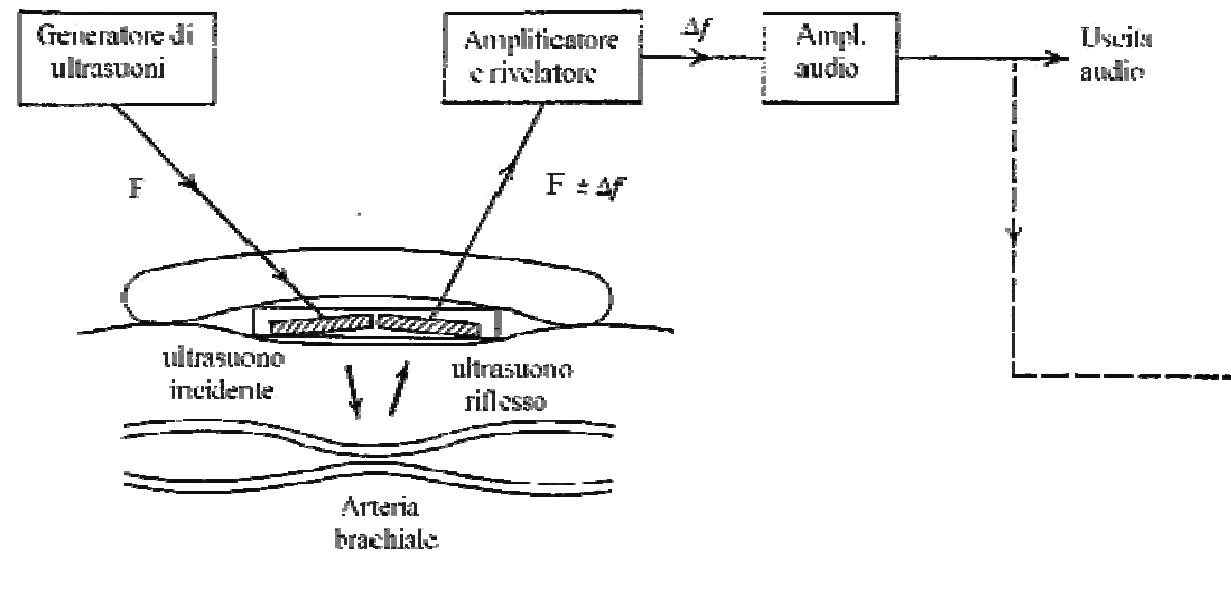
Tecniche indirette

Le tecniche indirette per valutare la pressione non prevedono un contatto diretto con il fluido, ma fanno ricorso a variabili ad esse correlate. Generalmente sono meno invasive di quelle dirette e possono fornire una buona accuratezza e risoluzione.



Sfigmomanometria automatica

La sfigmomanometria manuale presenta degli inconvenienti legati al fatto che il metodo auscultorio è soggettivo e può diventare difficile da applicare se l'ambiente circostante è molto rumoroso, se il paziente è in movimento o su pazienti obesi. Una soluzione alternativa è rappresentata dagli ultrasuoni. Come si può vedere dalla figura due cristalli piezoelettrici sono posizionati sotto il bracciale stringente: uno funge da trasmettitore generando un fascio ultrasonico che investe la parete del vaso sulla quale viene riflesso e rilevato dall'altro trasduttore. Se la parete del vaso è in movimento, allora il fascio di ultrasuoni subirà una traslazione in frequenza per l'effetto Doppler, potendo così risalire alla velocità di apertura e chiusura del vaso e quindi ai valori di pressione sistolica e diastolica (metodo indiretto).



Misure di flusso

- Quando si parla di misura di flusso, si pensa subito al sangue, ma in campo biomedico esistono altre applicazioni in cui è importante tale processo. Per esempio, nello studio delle funzioni respiratorie, ha una forte valenza diagnostica la conoscenza del flusso d'aria, oppure in relazione alla pressione della vescica ha importanza la variazione nel tempo dell'efflusso di urina.

Portata (P_v): quantità di fluido che attraversa una superficie nell'unità di tempo (m^3/s)

Se il profilo di velocità è uniforme allora $P_v = A \cdot V$

Metodi elettromagnetici

Il metodo elettromagnetico è quello più comunemente usato nella misura del flusso sanguigno (Q), in quanto stima

il flusso volumetrico con una sensibilità indipendente dal suo profilo di velocità.

Esibisce un'accuratezza nei grandi vasi e può essere applicato in un ampio intervallo di dimensioni dei vasi sanguigni, da quelli grandi fino a quelli di 1 mm di diametro.

Principi generali

Quando un conduttore si muove all'interno di un campo magnetico in modo tale da tagliare le linee di flusso, allora si induce in esso una tensione proporzionale in ogni istante alla sua velocità. Il conduttore può essere rappresentato da un fluido e supponendo che esso si muova con velocità uniforme v in una regione in cui ha sede un campo magnetico uniforme B , allora la tensione generata agli elettrodi posti sul suo diametro è pari in

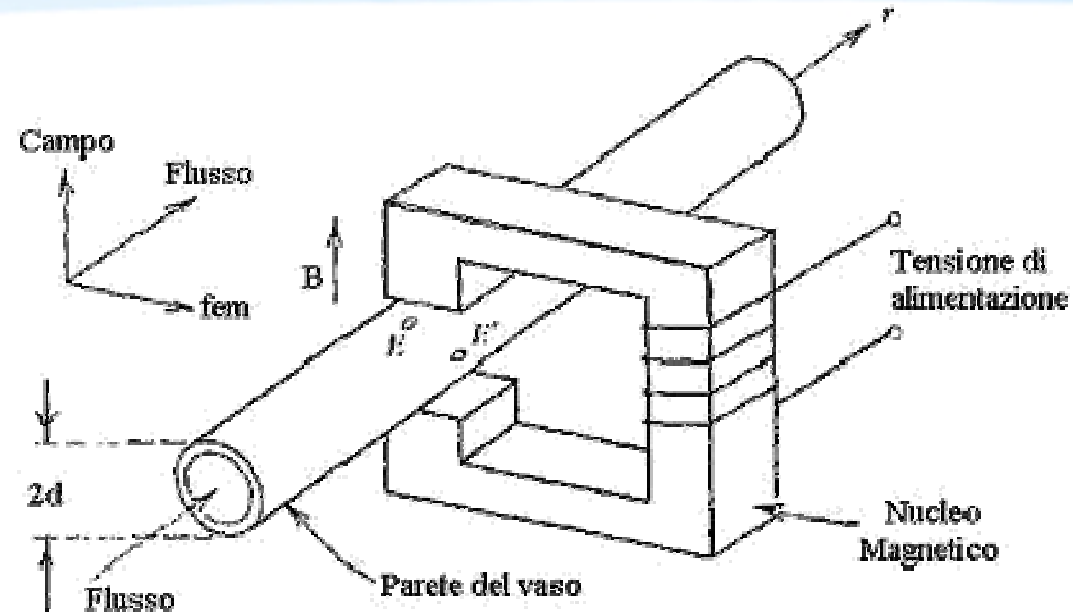
$$V = \frac{2aBv}{100}$$

dove B è espresso in gauss, il raggio a in cm e la velocità v in $\frac{cm}{sec}$

L'equazione può essere espressa in termini di flusso volumetrico ponendo

$$V = \frac{QB}{50\pi a}$$

Metodi elettromagnetici



Flussimetria ad ultrasuoni

I sistemi per la misurazione di flusso basati sugli ultrasuoni possono sfruttare due principi fisici. Il primo è che l'effettiva velocità di un suono che si propaga in un mezzo anch'esso in movimento è data dalla somma della velocità del suono relativa al mezzo e quella del mezzo. Per cui se due onde aventi la stessa velocità si propagano una lungo la corrente e l'altra controcorrente, la differenza di esse è pari al doppio della velocità effettiva del mezzo. Il secondo principio è l'effetto Doppler: la frequenza di un'onda ultrasonica deviata da un mezzo in movimento varia in modo lineare rispetto alla velocità del mezzo. In questo paragrafo ci soffermeremo sulla tecnica ad effetto Doppler che è la più utilizzata in campo clinico.

Flussimetria basata sull'effetto Doppler

Anche se il suo principio è stato descritto nel paragrafo relativo ai trasduttori di posizione basati sugli ultrasuoni, qui ne approfondiamo la trattazione. La relazione tra la variazione della frequenza per effetto Doppler e la velocità del flusso può essere ottenuta nel seguente modo. Supponiamo che i trasduttori emettitori e rivelatori siano disposti, inclinati di un angolo α e β rispettivamente, rispetto alla direzione del flusso.

La traslazione in frequenza è data da due componenti. La prima è legata al fatto che un osservatore che si muove solidalmente al flusso con velocità v vede il trasmettitore allontanarsi e la sua frequenza

$$f_1 \quad \text{appare come una frequenza} \quad f_1 = \frac{f_t}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha}$$

dove c è la velocità del suono nel fluido. La seconda componente può essere ricavata osservando che la deviazione di un'onda ultrasonica da una particella nel fluido è equivalente alla trasmissione di un'onda a frequenza f_1

$$f_r = f_t \left(1 - \frac{v}{c} \cos \beta \right) \quad \Delta f = f_t - f_r = f_t - f_t \left(\frac{c - v \cos \beta}{c + v \cos \alpha} \right)$$

assumendo che $c \gg v$ $\Delta f \cong \pm f_t (\cos \alpha + \cos \beta) \frac{v}{c}$

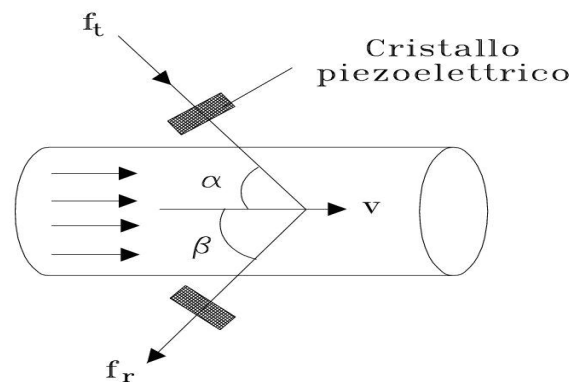
dove il segno più o meno tiene conto della direzione del flusso rispetto ai trasduttori. Per fare un esempio numerico, se

$$\alpha = \beta = 60^\circ \quad v = 100 \text{ cm/s} \quad f_s = 5 \text{ MHz}$$

ed assumendo che $c = 1.5 \cdot 10^5 \text{ cm/s}$

(velocità di propagazione dell'ultrasuono nel sangue) otteniamo

$$\Delta f = 3.3 \text{ KHz} \quad (\text{frequenza sonora nel campo dell'udibile})$$



Tecnica del gradiente di pressione

In un tubo cilindrico la velocità istantanea in regime laminare del fluido mediata attraverso la sezione trasversale del tubo è pari a

$$\frac{-\Delta P}{\Delta x} = \frac{1.1\zeta}{g} \frac{dv}{dt} + \frac{12.8\mu v}{ga^2}$$

dove $\frac{\Delta P}{\Delta x}$ è il gradiente di pressione,

ζ è la densità del fluido espressa in

g / cm^3 , g è la costante gravitazionale pari a $980cm / s^2$

μ è la viscosità in poise, a è il diametro interno in cm , e v è la velocità del flusso in cm/sec

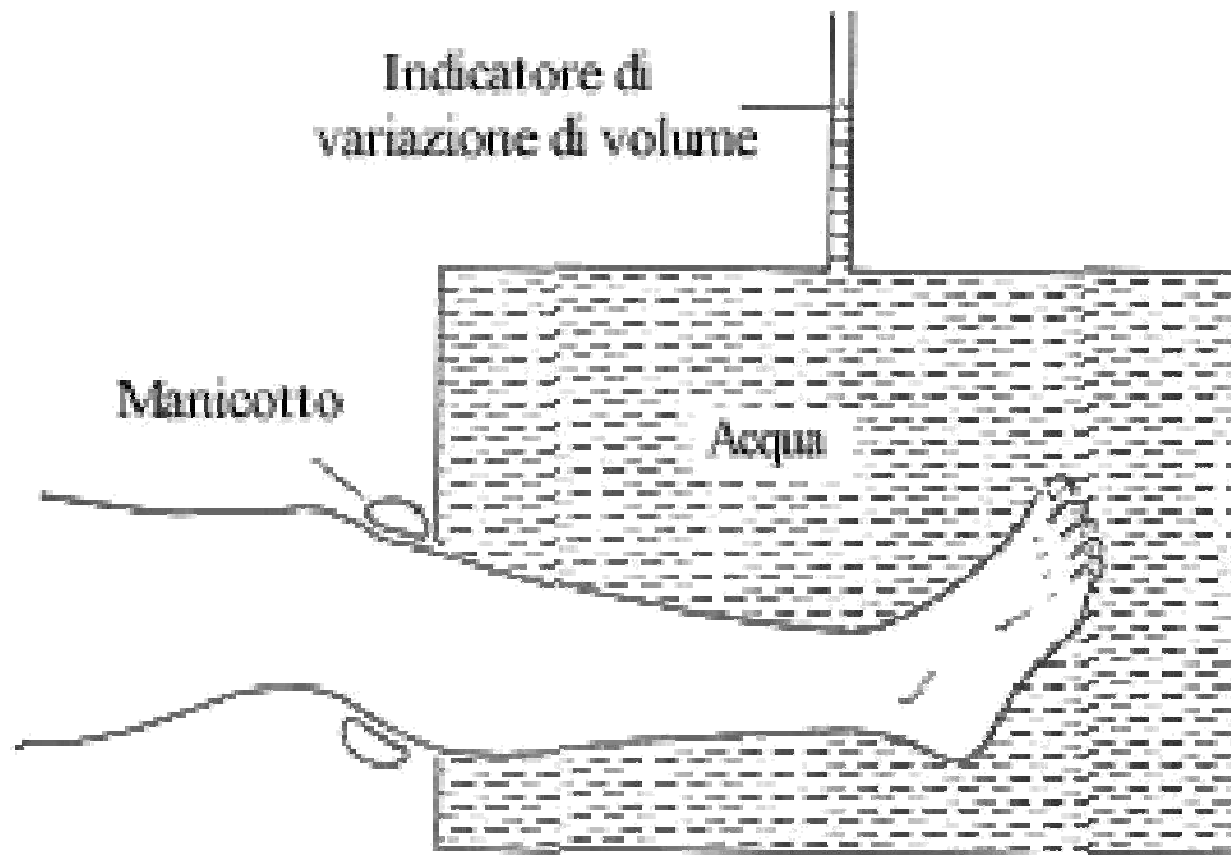
Nell'equazione il primo termine sulla destra è la componente inerziale il cui valore è generalmente grande per flusso pulsante, ma si riduce a zero nelle condizioni di flusso stazionario, mentre il secondo è la componente viscosa che diventa piccolo se confrontato con il primo termine in condizioni di flusso pulsante. Se si inserisce un catetere in un segmento di arteria e si misura la pressione statica in due punti interdistanziati Δx la velocità media del fluido può essere trovata risolvendo l'equazione differenziale. Per risalire al flusso basta sostituire

$$Q = \int v \cdot 2\pi r dr$$

Pletismografia ad occlusione venosa

La conoscenza del flusso medio del sangue in un arto, o porzione di esso, è importante sia per verificare la normalità del flusso periferico, sia per diagnosticare eventuali anomalie, oppure per controllare i risultati di un intervento chirurgico vascolare. Esistono diversi metodi per stimare qualitativamente il flusso nelle regioni periferiche del corpo umano, ma l'unico non invasivo in grado di fornire risultati quantitativi è la tecnica della pletismografia ad occlusione venosa.

Tale tecnica consiste sostanzialmente nel misurare la variazione di volume in un segmento di un arto posizionando ad un'estremità un manicotto gonfiato alla pressione in corrispondenza della quale si verifica solo l'occlusione venosa della circolazione di ritorno. Poiché i flussi di uscita venosa all'interno del segmento sono bloccati, l'unico fattore che può produrre una variazione di volume è il flusso di ingresso arterioso. La pendenza della curva che descrive la variazione di volume rispetto al tempo, trascurando gli artefatti derivanti dal gonfiaggio dei manicotti, esprimerà il valore del flusso arterioso in ingresso all'arto. Per misurare la variazione di volume è possibile utilizzare dei manicotti riempiti di acqua oppure di aria. Nella figura si può osservare un esempio di pletismografia in cui viene utilizzato un solo manicotto gonfiabile. L'arto è inserito, attraverso una guarnizione di tenuta impermeabile, in un contenitore rigido riempito di acqua calda e su di esso è applicato un manicotto gonfiabile. Quest'ultimo è riempito rapidamente finché la pressione non eccede di poco quella venosa, in modo che il flusso venoso venga occluso, mentre quello arterioso lasciato libero di circolare all'interno dell'arto. Durante tale misura, della durata di pochi secondi, il flusso sanguigno arterioso continua a fluire all'interno dell'arto provocando una variazione di volume dell'acqua misurata elettronicamente.



Tecnica della diluizione dell'indicatore

La tecnica della diluizione dell'indicatore è stata enunciata da Fick nel 1870 e da allora ha rappresentato un valido strumento investigativo per la misurazione del flusso sanguigno medio attraverso gli organi. Essa afferma che se si aggiunge o rimuove una sostanza in un organo, in quantità note nel tempo, e si conosce la quantità della sostanza all'ingresso ed all'uscita dell'organo allora il flusso volumetrico è dato da:

$$\text{Flusso}(l / \text{min}) = \frac{\text{mg_dell'indicatore_rimossi_o_aggiunti} / \text{min}}{\text{diff. di concentrazione_tra_ingresso_e_uscita}(mg / l)}$$

oppure espresso in formula:

$$Q = \frac{A}{c_i - c_o}$$

La validità dell'equazione è vincolata all'esistenza di condizioni stazionarie durante la misura. Un esempio di tale tecnica è la valutazione del flusso di uscita cardiaco usando l'ossigeno come indicatore (in questo caso l'ipotesi di stazionarietà non è verificata). E' intuitivo che la quantità di ossigeno rimossa dal polmone al minuto deve essere uguale al flusso polmonare moltiplicato per la differenza di concentrazione di ossigeno nella circolazione venosa ed arteriosa.

La quantità di ossigeno rimossa dal polmone è facilmente misurabile usando uno spirometro. La stessa portata cardiaca può essere ottenuta sfruttando la stessa tecnica, in cui si inietta un colorante ottico nell'arteria polmonare a velocità costante e si misura la sua concentrazione fotometricamente nel flusso arterioso. Un inconveniente può essere rappresentato, in questo caso, dal fatto che il ricircolo tende a far aumentare continuamente la concentrazione di colorante impedendo il raggiungimento di uno stato stazionario. Una breve condizione di stato stazionario può comunque essere raggiunta se si segue il profilo di concentrazione dalla sua iniezione non aspettando che il ricircolo diventi effettivo. Se si misura la concentrazione di colorante nel sangue arterioso in questo intervallo di tempo, allora è possibile risalire alla portata cardiaca.

Applicazioni biomediche

Nel quadro dell'impiego in ambito medico delle misure di flusso consideriamo come esempio quello della applicabilità clinica alla misura della portata sanguigna. La pletismografia e la tecnica doppler hanno il vantaggio del carattere non invasivo. La prima è in grado di fornire una misura accurata del flusso medio, ma paga il fatto di necessitare il paziente in condizioni più possibile tranquille, in posizione supina durante la misura. La seconda, capace di dare valori istantanei e di seguire flussi pulsati, richiede macchinari speciali per misure precise. Nel caso di vaso accessibile durante una operazione chirurgica, la scelta ricade sui metodi ultrasonici od elettromagnetici. Ciascuna tecnica può poi essere usata protratta nel tempo impiegando un sensore impiantato intorno all'arteria od un flussimetro ultrasonico con il vantaggio di richiedere un minore consumo di energia. Misure di flusso in prossimità del cuore e di grossi vasi richiedono l'impiego di cateteri strumentati con sensori di flusso o comunque da usare in unione alla tecnica della diluizione.

Sensori microfabbricati

Lo sviluppo tecnologico, collegato all'industria dei semiconduttori ha reso possibile la fabbricazione di una nuova generazione di sensori e microattuatori, realizzati utilizzando tecniche di microlavorazione meccanica.

Queste microstrutture, MEMS (*MicroElectro Mechanical Systems*), si basano su una tecnologia nuova, che offre un approccio rivoluzionario nella realizzazione di sensori e altre strutture su scala micrometrica, utilizzando i processi tecnologici sviluppati dall'industria microelettronica per i circuiti integrati. L'utilizzo di dispositivi sensibili di tali dimensioni, migliaia di volte inferiori a quelle attualmente esistenti nella realizzazione della sensoristica discreta, ha fornito nuove idee allo sviluppo di trasduttori completamente integrati. La tecnologia del micromachining consente di realizzare delle strutture tridimensionali integrate costituite da silicio monocristallino o da materiali depositi o cresciuti sulla superficie del wafer di silicio. Le tecniche impiegate nel micromachining sono compatibili con i processi standard di fabbricazione dei circuiti integrati basati sul silicio. Il silicio, in generale, è il materiale più utilizzato per la costruzione di sensori e dispositivi microelettromeccanici per le sue proprietà di durezza, leggerezza, sensibilità alla deformazione, sensibilità alla temperatura; inoltre vi si possono depositare altri materiali ed è ormai una tecnologia molto diffusa e conosciuta. E' possibile, pertanto, realizzare dei microsistemi elettromeccanici (MEMS) integrati costituiti da sensori, attuatori e circuiti elettronici di acquisizione ed elaborazione del segnale. La microfabbricazione può riguardare i biosensori (Bio-Mems), che sono dispositivi meccanici molto piccoli, con componenti a volte delle dimensioni nanometriche. Il materiale di cui sono fatti, il silicio, è compatibile con l'organismo umano e non provoca azioni di rigetto da parte del sistema immunitario. Si possono citare esempi quali dispositivi per la rilevazione di radicali liberi, segnalatori della presenza di patologie cellulari; misuratori di glucosio per l'indicazione dello stato diabetico o biosensori basati sull'uso del DNA da impiegare per l'identificazione di organismi patogeni e per la determinazione di sequenze specifiche delle basi del DNA. La possibilità di disporre di sensori e microsistemi nell'ambito medico permette la realizzazione di nuovi sistemi di misura tendenti a ridurre l'interazione con il paziente attraverso lo sviluppo di tecniche non invasive.

A questo proposito, i microsistemi consentono di realizzare sistemi impiantibili di enorme efficacia rispetto a quelli standard. La micromeccanica, inoltre abbinata alle convenzionali tecnologie microelettroniche, consente la realizzazione di nuove tipologie di microsensori integrati in silicio di rilevante interesse scientifico e applicativo. Un esempio di trasduttori basati su tecnologia MEMS è quello di pressione costituito da quattro resistenze nella configurazione a ponte di Wheatstone, realizzate su un singolo chip monolitico utilizzando tecnologie di microlavorazione.

L'elemento piezo-resistivo integrato nel chip è posizionato lungo il perimetro della membrana sensibile alla pressione. Questi sensori, utilizzando un processo simile a quello dei circuiti integrati, risultano essere particolarmente economici: un wafer può contenere da alcune centinaia a alcune migliaia di sensori. I vantaggi apportati da queste nuove tecnologie di realizzazione sono molteplici. Innanzitutto è possibile produrre una grande quantità di sensori, integrati con la parte di controllo elettronica (integrazione monolitica di sistemi micromeccanici e microelettronici) e questo porta anche ad una diminuzione del rapporto tra massa e dimensioni lineari. L'integrazione su piccole dimensioni comporta anche un risparmio in termini di energia necessaria per il funzionamento di una microstruttura. Un altro beneficio di questa tecnologia risiede nella riproducibilità delle caratteristiche di ciascun sensore e la conseguente maggiore affidabilità. Infine, poiché è possibile utilizzare per questi dispositivi le stesse strutture utilizzate per le vecchie tecnologie MOS e BJT, questo comporta un riciclaggio dei vecchi macchinari che si traduce in una riduzione del costo di ogni singolo trasduttore.

