# **Capitolul 2**

Masurari de presiune

2.1 Marimile de masurat

### 2.1.1 Unitati de presiune

Presiunea este definita ca forta exercitata pe unitatea de suprafata. In sistemul international (SI), unitatea de masura pentru presiune este Pa (pascal), care prin definitie este egal cu un newton pe metru patrat  $(N/m^2)$ .

Presiunile fiziologice sunt sunt exprimate de obicei in milimetri coloana de mercur (mmHg) sau centimetri coloana de apa (cmH<sub>2</sub>O). Sa transformam aceste unitati in unitati pascal SI. Deoarece pascalul, Pa este prea mic pentru a fi folosit pentru presiuni fiziologice, in general se foloseste kPa (=  $10^3$  Pa). Conversiile acestor unitati se fac pornind de la definitia presiunii de pozitie sau energia potentiala gravitationala pe unitatea de volum p data de:

$$p = \rho g h \tag{2.1}$$

unde  $\rho$  este densitatea fluidului, g este acceleratia gravitationala iar h este inaltimea coloanei de fuid. Ca urmare:

$$1 \text{ mm} \text{ Hg} = 13.6 \cdot 10^3 \text{ kg} / \text{m}^3 \cdot 9.8 \text{m} / \text{s}^2 \cdot 10^{-3} \text{ m} \approx 133 \text{ Pa} = 0.133 \text{ kPa}$$
 (2.2) si

$$1 \operatorname{cm} \operatorname{H}_{2} \operatorname{O} = 10^{3} \operatorname{kg} / \operatorname{m}^{3} \cdot 9.8 \operatorname{m} / \operatorname{s}^{2} \cdot 10^{-2} \operatorname{m} = 98 \operatorname{Pa} = 0.098 \operatorname{kPa}$$
 (2.3)

Presiunile fiziologice sunt masurate in conditii normale si exprimate relativ lfata de presiunea atmosferica. Deoarece presiunea este masurata ca o diferenta fata de presiunea atmosferica, nu este necesara specificarea presiunii atmosferice absolute. Totusi, masurarile cu anumite tipuri de traductori ca de exemplu un traductor introdus in corp care masoara presiunea absoluta, sunt influentate de modificarile presiunii atmosferice. O modificare a presiunii atmosferice poate provoca erori semnificative daca presiunea masurata nu este corectata adecvat cu ajutorul presiunii atmosferice reale.

Presiunea atmosferica in conditii standard este definita de presiunea unei coloane de 760 mm Hg :

$$1 \text{ atm} = 13.6 \cdot 10^3 \text{ kg} / \text{m}^3 \cdot 9.8 \text{ m} / \text{s}^2 \cdot 760 \cdot 10^{-3} \text{ m} \approx 101.3 \text{ kPa}$$
 (2.3)

Variatia presiunii atmosferice poate fi masurata cu ajutorul unui barometru. Unitatea de scala a barometrului este mbar (milibar) si ea reprezinta:

$$1 \,\mathrm{mbar} = 0.1 \,\mathrm{kPa}$$
 (2.4)

O alta unitate de presiune folosita pe larg in inginerie este  $kgf/cm^2$ :

$$1 \, \text{kgf} \, / \, \text{cm}^2 = 1 \, \text{kg} \cdot 9.8 \, \text{m} \, / \, \text{s}^2 \cdot 10^4 \, / \, \text{m}^2 = 98 \, \text{kPa}$$
(2.5)

Torr-ul reprezinta o unitate tolerata si este egal cu un milimetru coloana de mercur (1mmHg).

#### 2.1.2 Conditiile de masurare a presiunii

2.1.2.1 Domeniile presiunii fiziologice si pozitiile de masura

Presiunile in corpul uman sunt masurate ca o parte a examinarilor clinice si pentru studii fiziologice. In Fig. 2.1 sunt prezentate domeniile de presiune in situatii normale si anormale.

In sistemul cardiovascular, presiunile pot fi masurate in diferite moduri. De obicei, la majoritatea pacientilor este masurata presiunea sangelui arterial care este acceptata ca un indiciu in ceea ce priveste conditia circulatorie. In mod normal se masoara presiunile sistolice si diastolice. In faza sistolica, valva aortica a inimii este deschisa si, ca urmare, presiunea sistolica reflecta activitatea mecanica a ventriculului inimii. Pe de alta parte, in faza diastolica, valva aortica este inchisa si atunci cursa in timp a presiunii arteriale reflecta miscarea sangelui de la aorta la sistemul vaselor periferice.

Presiunea de puls arterial, care este definita ca diferenta intre presiunile sistolica si diastolica, este o caracteristica importanta care leaga caracteristicile inimii de cele ale sistemului arterial. Presiunea arteriala medie este media presiunii arteriale in timpul



Fig. 2.1 Domeniile de variatie ale presiunii in cavitatile corpului uman in conditii fiziologice (linii groase) si in conditii nefiziologice (linii subtiri).

unui intreg ciclu cardiac. Ea este folosita atunci cand sunt urmarite carecteristicile sistemului cardiovascular ca un tot. De exemplu, raportul intre presiunea arteriala medie si presiunea sistolica (iesirea cardiaca) reprezinta o evaluare aproximativa a rezistentei periferice intampinata de fluxul de sange. Presiunea arteriala medie poate fi obtinuta din presiunile sistolice si diastolice. Pentru a o calcula exact trebuie sa fie dedusa din intreaga cursa in timp a presiunii arteriale.

Presiunea ventriculara stanga reflecta actiunea de pompare a ventriculului. In particular, panta partii ascendente a curbei presiunii ventriculare indica forta dezvoltata de ventricul la initierea unei contractii si de obicei este data de dp/dt (unde p este impuls) si este folosita pentru stabilirea functiei cardiovasculare. In diastola, presiunea ventriculara stanga pentru inima normala este mai mica decat 1kPa(8mmHg)iar presiunea de la sfarsitul diastolei este o cantitate importanta care corespunde umplerii ventriculului chiar inainte de ejectie.

Presiunile ventriculara dreapta si arteriala pulmonara sunt generate de contractia ventriculului drept. In circulatia normala, aceste presiuni sunt mai scazute decat presiunea arteriala a sistemului, deoarece rezistenta circulatiei pulmonare este un sfert din rezistenta sistemului circulator. In mod exceptional, se pot gasi uneori presiuni arteriale pulmonare mari la pacientii cu stenoze arteriale mari sau cu defecte de sept ventricular. Pentru a diagnostica aceste boli sunt necesare masurari prin cateterizare cardiaca. Cateterul este un instrument de metal, de cauciuc, de material plastic sau de panza cu ajutorul caruia se examineaza un canal normal (uretra, artera, vena), un canal anormal (fistula) sau un organ cavitar (nas, vezica biliara, inima).

De asemenea, presiunea pulmonara se masoara prin implantare de cateter. Aceasta este presiunea determinata atunci cand cateterul introdus in artera pulmonara este implantat intr-o ramura a arterei pulmonare. Presiunea arteriala pulmonara astfel masurata este plasata de obicei intre presiunea capilara adevarata si presiunea din atriul stang si este folosita pentru evaluarea presiunii atriului stang.

Presiunea centrala venoasa este presiunea legata de atriul drept si este o suma intre presiunea dezvoltata de elasticitatea venelor si presiunea intrapleurala. Presiunea absoluta in spatiul intrapleural este normal sub 1kPa ( $10 \text{ cmH}_2\text{O}$ ). Presiunea intrapleurala este totusi in mod normal egala cu presiunea atmosferica iar presiunea venoasa centrala poate fi un indiciu despre volumul de sange in sistemul venos si elasticitatea venelor. In masura in care volumul de sange si elasticitatea venoasa raman neschimbate, presiunea venoasa variaza corespunzator modificarilor functiei cardiace. Deoarece presiunea venoasa centrala creste atunci cand performanta cardiaca se deterioreaza, este important de masurat aceasta presiune la pacientii cu insuficienta cardiaca.

In vasele mari, acolo unde viteza fluxului de sange este mare, presiunea masurata in vas este influentata in anumita masura de energia cinetica a fluidului, care depinde de pozitatia varfului cateterului in raport cu directia curentului de sange. Conform legii lui Bernoulli, energia totala pe unitatea de volum a fluidului este data de:

$$E = P + \rho gh + \frac{1}{2}\rho U^2 = const.$$
(2.6)

pentru un flux stationar (independent de timp) dintr-un fluid ideal (incompresibil si cu vascozitate zero), unde U este viteza fluxului, P este presiunea statica,  $\rho$  este densitatea, g este acceleratia gravitationala iar h este inaltimea. Energia E este constanta de-a lungul unei linii de curent. Primul termen reprezinta presiunea statica, al doilea termen este energia potentiala gravitationala pe unitatea de volum si al treilea termen energia cinetica pe unitatea de volum. Atat timp cat inaltimea h nu se modifica, orice modificare a energiei cinetice provoaca o schimabare a presiunii.

Energia cinetica variaza in functie de viteza liniara a fluidului la pozitia de acces in cateter. Daca h = 0 si deschiderea cateterului este pozitionata in aval fata de directia curentului ca in Fig. 2.2(a), viteza U a

fluxului la deschidere este 0, iar presiunea este egala cu E. Atunci cand deschiderea cateterului este pozitionata la unghi drept fata de directia curentului, ca in Fig. 2.2(b), presiunea masurata este este de obicei presiunea laterala si este egala cu  $E - \rho U^2 / 2$ , deoarece viteza fluxului la deschidere este U. Daca deschiderea cateterului este in amonte fata de directia curentului asa cum este prezentat in Fig. 2.2(c), presiunea va fi aceeasi ca in cazul (a) deoarece viteza fluxului la deschiderea cateterului este zero, cu conditia ca fluidul sa fie ideal. Totusi, in fluidele reale cum

 $P = E \qquad P = E - \rho U^{2}/2 \qquad P = E - \rho U^{2}/2$   $P = E - \rho U^{2}/2 \qquad P = E - \rho U^{2}/2$ (a)
(b)
(c)
(c)
(c)

sunt sangele si apa, apare un vartej la deschiderea cateterului, si viteza fluxului la dechiderea acestuia nu este zero. In aceasta situatie, presiunea masurata este instabila dar se gaseste o presiune egala cu presiunea laterala.

Efectul energiei cinetice in sistemul circulator real este foarte diferita in diversele parti ale trunchiului vascular. In aorta, viteza maxima a sangelui este de aproximativ 100 cm/s avand energia cinetica pe unitatea de volum de 0,5 kPa (4 mmHg). Daca presiunea sangelui sistolic este de 16 kPa (≈120 mmHg), contributia energiei cinetice pe unitatea de volum nu este mai mare de 3%, de ordinul erorii maxime prevazute. O eroare mai mare poate apare totusi la masurarea presiunii arteriale pulmonare. Deoarece viteza maxima a fluxului este de aproximativ 90 cm/s, contributia maxima de la energia cinetica pe unitatea de volum este  $de 0.4 kPa (\approx 3 mmHg)$ . Presiunea arteriala pulmonara este de aproximativ 2,7 kPa ( $\approx 20$  mmHg)si contributia energiei cinetice pe unitatea de volum este ca urmare in jur de 15% din presiunea totala. Daca viteza fluxului de sange creste, energia cinetica pe unitatea de volum va creste cu patratul vitezei sangelui, si eroarea va creste si ea. In situatiile clinice, cateterul este introdus in amonte in atriul drept si in artera pulmonara si astfel presiunea masurata este considerata presiune laterala. In centrul venei, viteza normala a sangelui este ceva mai putin de 30 cm/s si contributia energiei cinetice nu este mai mare de  $0,05 \text{ kPa} (\approx 0.35 \text{ mmHg})$ .

#### 2.1.2.2 Punctul de referinta pentru masurarea tensiunii

Majoritatea masurarilor de presiune fiziologice sunt facute in scopul studierii functiilor fiziologice cum sunt activitatea inimii sau activitatea musculara. O presiune masurata, totusi, este compusa nu numai din presiunea produsa de un organ si de activitatea tesutului ci si de presiunea generata de forta gravitationala si de presiunea atmosferica. Astfel, uneori este necesar sa deosebim componenta presiunii fiziologice de componentele de natura gravitationala si atmosferica.

Presiunea atmosferica este aplicata uniform corpului uman. Astfel, traductorul care masoara presiunea relativa fata de presiunea atmosferica nu este afectat de schimbarea presiunii atmosferice. Totusi, atunci cand se foloseste un traductor care masoara presiune absoluta, trebuie luate in considerare variatiile presiunii atmosferice. In acest caz este necesara fie calibrarea traductorului in raport cu presiunea atmosferica, fie sa fie facute corectiile datorate variatiei presiunii atmosferice masurate cu alt traductor.

Efectul fortei gravitationale este complicat. Daca se neglijeaza presiunea datorata rezistentei fluxului si energia cinetica, diferenta de presiune intre doua puncte va fi egala cu diferenta potentialului gravitational, estimata ca fiind , unde  $\rho$  este densitatea fluidului dintre cele doua puncte, h este diferenta de inaltime iar g este acceleratia gravitationala.

Datorita fortei gravitationale, presiunea masurata la o anumita pozitie poate varia atunci cand se modifica postura. Pentru a elimina orice ambiguitate in aceasta privinta, se postuleaza ca masurarile clinice de presiune trebuie facute cu pacientul aflat intr-o postura bine definita. Totusi, chiar daca postura este aceeasi, ramane o ambiguitate legata de nivelul la care este plasat traductorul. Pentru a determina nivelul la care trebuie plasat traductorul se foloseste punctul de referinta la care presiunea este zero.

Exista un punct in sistemul cardiovascular unde presiunea ramane constanta indiferent de postura. S-a aratat ca presiunea atriului drept este cea mai stabila presiune in raport cu modificarile posturii. Aceasta caracteristica este importanta pentru mentinerea circulatiei stabile atunci cand o persoana este in miscare.

- 2.2 Masurari directe de presiune
- 2.2.1 Catetere si senzori de presiune de tip diafragma

Pentru a masura presiunea direct in cavitatile corpului, se folosesc de obcei un cateter umplut cu ser fiziologic (solutie salina cu 0,9% in greutate NaCl in apa) conectat la un senzor de presiune. Conform principiului lui Pascal, modificarea presiunii la varful cateterului poate fi transmisa traductorului din afara corpului.

#### 2.2.1.1 Catetere pentru masurarea presiunii

Pentru masurarea presiunii pot fi folosite catetere si ace de diferite dimensiuni. Un aranjament tipic pentru masurarea presiunii cardivasculare este un cateter de plastic flexibil cu un conector tip ecluza la capatul cel mai apropiat astfel incat poate fi legat la un opritor sau la alte instrumente. Dimensiunea cateterului este exprimata in Fr (scala franceza), unitate egala cu aproximativ 0,33 mm pentru diametrul exterior.

Cateterele utilizate sunt proiectate in diferite feluri. Unele au deschideri numai la varf, unele au varful inchis sau deschis cu unul sau mai multe orificii lateral iar altele au tije duble, una cu deschiderea la varf si alta la anumita distanta de varf. Pentru masurarea tensiunii arteriale pulmonare se foloseste un cateter cu un balon la varf. Balonul este purtat in mod natural de fluxul de sange si aceasta face posibil plasarea sa in arterle pulmonare.

Uneori este necesara urmarirea traseului cateterului cu raze X in timpul introducerii sale si din acest motiv cateterul trebuie sa fie opac la raze X. La plasarea cateterului in vasul de sange trebuie luate masuri pentru evitarea coagularii sangelui, care nu numai ca disturba masurarea presiunii, dar poate provoca si un serios tromboembolism (obturarea vasului). Desi se are in vedere acest lucru, nici un material nu este complet anticuagulant. Astfel, pentru masurari de lunga durata, este recomandabila o infuzie de agent anticuagulant in ser. De obicei se foloseste o solutie salina cu 2000 de unitati de heparina (substanta anticuagulanta) pe litru care este introdusa continuu cu o viteza de 3 pana la 6 ml pe ora.

#### 2.2.1.2 Senzor cu diafragma deformabila

Majoritatea senzorilor pentru masurari directe de presiune sunt alcatuiti dintr-o diafragma elastica iar deplasarea sau deformarea sa este detectata cu ajutorul unui element sensibil cum este un traductor de deformari (strain gauge) sau un traductor capacitiv (condensator cu capacitate variabila). Acestia sunt traductori parametrici. Desi marimea deformarii diafragmei in functie de presiunea aplicata nu este liniara, ea poate fi considerata liniara atunci cand diafragma este subtire iar deformarea este mica in comparatie cu grosimea diafragmei. Intr-o diafragma circulara, cu marginile fixate, deformarea diafragmei la o distanta r fata de centru este data de:

$$z(r) = \frac{3(1-\mu^2)(R^2-r^2)^2 \Delta P}{16Yh^3}$$
(2.7)

unde  $\mu$  este coeficientul Poisson, R este raza diafragmei,  $\Delta P$  - diferenta de presiune, Y - modulul lui Young iar h este grosimea diafragmei. (Sa reamintim semnificatia coeficientului Poisson. Fie o bara de lungime  $\ell$  si diametru d; la tractiune, bara se alungeste cu maimea  $\Delta \ell$  iar diametrul se contracta cu marimea  $\Delta d$ . Se defineste coeficientul de alungire  $\alpha = \Delta \ell / \ell$  si coeficientul de contractie transversala  $\beta = \Delta d / d$ . Coeficientul Poisson  $\mu$  este dat de raportul coeficientului de contractie transversala  $\beta$  si coeficientul de alungire  $\alpha$  in modul,  $\mu = \beta / \alpha$ . La compresie se definesc: coeficientul de contractie longitudinala  $\beta' = \Delta \ell / \ell$ si coeficientul de alungire transversala  $\alpha' = \Delta d / d$ . Coeficientul Poisson  $\mu$  este definit astfel:  $\mu' = \beta' / \alpha'$ ).

In diafragma, deplasarea este maxima la centru si ea se poate scrie astfel:

$$z(0) = \frac{3(1-\mu^2)R^4\Delta P}{16Yh^3}$$
(2.8)

Deformarea diafragmei are o componenta radiala,  $z_r$  si o componenta tangentiala,  $z_t$ , cu urmatoarele expresii:

$$z_{r}(r) = \frac{3(1-\mu^{2})\Delta P}{8Yh^{2}} (R^{2} - 3r^{2})$$
(2.9)

$$z_{t}(r) = \frac{3(1-\mu^{2})\Delta P}{8Yh^{2}} (R^{2} - r^{2})$$
(2.10)



Fig. 2.3

Figura 2.3 prezinta distributiia deformarii diafragmei si cele doua componente ale sale.

Componentele deformarii sunt egale la centru, si anume:

$$z_{r}(0) = z_{t}(0) = \frac{3(1-\mu^{2})\Delta P}{8Yh^{2}}R^{2} = z(0)$$
(2.11)

Volumul deformarii V, definit ca modificarea de volum provocata de deformarea diafragmei, este dat de:

$$V = \frac{\pi (1 - \mu^2) \Delta P}{16 Y h^3} R^6$$
 (2.12)

Aceste relatii contin principiile de baza ale proiectarii unui senzor. Deplasarea si deformarile diafragmei la o presiune data depind de geometria diafragmei. Asa cum se vede din ecuatiile (2.7) pana la (2.11), sensibilitatea senzorului se poate determina atunci cand sunt date geometria si caracteristicile materialului din care este confectionata diafragma. Totusi, daca grosimea diafragmei se modifica proportional cu cu raza sa, ecuatia (2.11) nu se modifica. Raportul intre deplasarea la centru si raza, z(0)/R ramane si ea neschimbata in masura in care raportul R / h intre raza si grosime nu se modifica. Cu alte cuvinte, pentru diafragme de aceeasi geometrie dar de dimensiuni diferite, deformarile si deplasarea relative la raza sunt aceleasi, in ipoteza ca materialul din care sunt confectionate este si el acelasi. Astfel pot fi proiectati senzori de presiune de diferite dimensiuni care sa aiba aceeasi sensibilitate folosind acelasi material si geometrii asemanatoare. Daca sensibilitatea este aceeasi, atunci este avantajoasa o diafragma mai mica, deoarece modificarea volumului este redusa proportional cu puterea a treia a razei, cu conditia ca raportul R/h sa nu se modifice, asa cum se observa din ecuatia (2.12). Au fost realizati senzori de dimensiuni foarte mici prin micotehnologie pe siliciu. Limita inferioara a dimensiunilor este dictata de nivelul de zgomot datorat miscarii browniene a moleculelor. Acest efect este totusi neinsemnat pentru domeniul presiunilor fiziologice, chiar pentru o diafragma cu diametrul de 0,1 mm.

#### 2.2.1.3 Traductori de presiune

Pentru detectarea deplasarilor sau a deformarilor diafragmei pot fi folositi traductori realizati pe baza unor principii diferite. Pentru senzorii de presiune utilizati la masurari fiziologice, cel mai mult folositi sunt traductori parametrici de urmatoarele tipuri: a) traductorii piezorezistivi (tensorezistivi sau de deformari mecanice) si b) traductorii capacitivi. La traductorii de presiune cu cateter in varf se pot folosi si metode optice.





a) Traductorul piezorezistivi. Principiul de functionare este efectul piezorezistiv. Acest efect consta in variatia rezistentei electrice sub actiunea unei deformari mecanice. Traductorul este alcatuit din elemente metalice sau semiconductoare a caror rezistenta electrica variaza cu deformarea. Desi relatia intre rezistenta electrica si deformare este neliniara, aceasta relatie poate fi considerata liniara atunci cand deformarea reprezinta mai putin de 0,5% din dimensiunea liniara a elementului respectiv supusa deformarii. Traductorul se aplica pe suprafata obiectului a carui deformare urmeaza a fi masurata. El este alcatuit dintr-un fir de lungime  $\ell$  si rezistenta electrica R aplicat pe suportul deformabil (Fig. 2.4). Daca sub actiunea deformarii, lungimea sa se modifica cu marimea  $\Delta \ell$  iar rezistenta electrica variaza cu  $\Delta R$ , atunci sensibilitatea relativa a traductorului exprimata prin factorul standard G este data de:

$$G = \frac{dR/R}{d\ell/\ell}$$
(2.13)

Sa evaluam acest factor pentru metale si semiconductori. Considram ca filamentul din care este alcatuit traductorul este un conductor cilindric de rezistivitate  $\rho$ , lungime  $\ell$ , avand aria sectiunii transversale S, pentru care rezistenta este data de relatia binecunoscuta:

$$R = \rho \frac{\ell}{S} \tag{2.14}$$

Variatia elementara a rezistentei, functie de acesti parametri, se poate exprima astfel:

$$dR = \frac{\ell}{S}d\rho + \frac{\rho}{S}d\ell - \rho\ell \frac{dS}{S^2}$$
(2.15)

Variatia relativa a rezistentei este:

$$\frac{\mathrm{dR}}{\mathrm{R}} = \frac{\mathrm{d\rho}}{\mathrm{\rho}} + \frac{\mathrm{d\ell}}{\mathrm{\ell}} - \frac{\mathrm{dS}}{\mathrm{S}} \tag{2.16}$$

Avand in vedere definitia coeficientului Poisson, se poate stabili relatia:

$$\frac{\mathrm{dS}}{\mathrm{S}} = -2\mu \frac{\mathrm{d}\ell}{\ell} \tag{2.17}$$

Cu aceasta definitie, relatia (2.16) devine:

$$\frac{\mathrm{dR}}{\mathrm{R}} = \left(1 + 2\mu\right)\frac{\mathrm{d}\ell}{\ell} + \frac{\mathrm{d}\rho}{\rho} \tag{2.18}$$

Ca urmare, sensibilitatea relativa este:

$$G = 1 + 2\mu + \frac{d\rho/\rho}{d\ell/\ell}$$
(2.19)

Notam cu m raportul din relatia (2.19), responsabil de efectul piezorezistiv:

$$m = \frac{d\rho / \rho}{d\ell / \ell}$$

Pentru metale, in domeniul deformarilor elastice (la care deformarea este direct proportionala cu tensiunea mecanica aplicata), coeficientul Poisson  $\mu$ , are valori cuprinse intre 0,24 si 0,4, si in medie  $\mu \approx 0,3$  iar pentru deformari plastice, (pentru care o modificare relativ neinsemnata a tensiunii mecanice produce o modificare importanta a deformarii),  $\mu \approx 0,5$ , iar m < 1 + 2 $\mu$ ; pentru semiconductori m >> 1 + 2 $\mu$ . Ca urmare,

la metale  $G \approx 1 + 2\mu$  si se datoreaza numai modificarii dimensiunilor, iar pentru semiconductori  $G \approx m$ , cuprins in domeniul  $100 \div 400$  si datorat in principal efectului piezorezistiv.

Sa luam in considerare si variataia rezistivitatii electrice pentru un metal, care se poate scrie cu ajutorul urmatoarei formule empirice:

$$\frac{d\rho}{\rho} = k \frac{dV}{V}$$
(2.20)

unde k reprezinta o constanta de material, iar V este volumul sau. Intrucat:

$$\frac{\mathrm{dV}}{\mathrm{V}} = \frac{1}{\ell \mathrm{S}} \left( \ell \mathrm{dS} + \mathrm{Sd}\ell \right) \tag{2.21}$$

variatia relativa a rezistivitatii din (2.20) devine:

$$\frac{\mathrm{d}\rho}{\rho} = k \frac{\mathrm{d}\ell}{\ell} (1 - 2\mu) \tag{2.22}$$

In sfarsit, variatia relativa a rezistentei din (2.18) are urmatoarea expresie:

$$\frac{dR}{R} = [(1+k) + (1-k)2\mu]\frac{d\ell}{\ell}$$
(2.23)

Sensibilitatea relativa sau factorul G este data de:

$$G = (1+k) + (1-k)2\mu$$
 (2.24)

Pentru metale, k = 1 iar factorul G din (2.24) are valoarea:

$$G = 2$$
 (2.25)

a1) Pentru a detecta deformarea diafragmei cu ajutorul traductorului piezorezistiv, acesta este introdus in bratul unei punti Wheatstone, asa cum este aratat in Fig. 2.5.  $R_1$ ,  $R_3$ ,  $R_4$  reprezinta rezistentele unor rezistori, avand aceleasi valori  $R_1 = R_3 = R_4 = R$ , iar

cea de a patra rezistenta  $R_4$  este variabila și reprezinta rezistenta traductorului piezorezistiv atasat membranei deformabile,  $R_4 = R + \Delta R$ .



Fig. 2.5

In Fig. 2.5, tensiunea  $V_a$  este tensiunea aplicata puntii, iar  $V_{ies}$  este tensiunea culeasa pe "diagonala mica" a puntii.

Valoarea tensiunii de iesire se poate calcula in felul urmator. Mai intai evaluam tensiunile pe ramurile AC si DF, parcurse de curentii  $I_1$ si respectiv  $I_2$ :

$$V_a = I_1(2R + \Delta R); \quad V_a = I_2(2R)$$
 (2.26)

si tensiunea de iesire, pe ochiul BCFE (terminalele C si F sunt legate la Pamant):

$$\mathbf{V}_{\text{ies}} = -\mathbf{I}_1 \mathbf{R} + \mathbf{I}_2 \left( \mathbf{R} + \Delta \mathbf{R} \right) \tag{2.27}$$

Introducand valorile lui  $I_1$  si  $I_2$  din (2.26) in (2.27) obtinem:

$$V_{ies} = V_a \left(\frac{1}{2} - \frac{R}{2R + \Delta R}\right) = V_a \frac{\Delta R}{2(2R + \Delta R)} \approx V_a \frac{\Delta R}{4R} = G \frac{\Delta \ell}{4\ell} V_a$$

Sensibilitatea absoluta S<sub>a</sub> a puntii cu traductori de deformari este:

$$S_{a} = \frac{V_{ies}}{\Delta \ell} = G \frac{V_{a}}{4\ell}$$
(2.28)

Sensibilitatea absoluta  $S_{ad}$ a senzorului cu diafragma este data de:

$$S_a^d = \frac{\Delta z}{\Delta P}$$
(2.29)

Ca urmare sensibilitatea absoluta  $S'_a$  a sistemului alcatuit din senzorul cu diafragma deformabila si un traductor de deformari este data de:

$$\mathbf{S}'_{a} = \frac{\mathbf{V}_{ies}}{\Delta \mathbf{P}} = \frac{\mathbf{V}_{ies}}{\Delta z} \frac{\Delta z}{\Delta \mathbf{P}} = \mathbf{G} \frac{\mathbf{V}_{a}}{4\ell} \mathbf{S}^{d}_{a}$$
(2.30)

unde am considerat ca  $\Delta \ell = \Delta z$ .

a2) In Fig. 2.6 este prezentat un alt exemplu de traductor de presiune piezorezistiv. Deplasarea diafragmei este transmisa unei platforme pe care sunt plasati patru traductori de deformari astfel conectati, incat deplasarea platformei produce intinderi in doi traductori si comprimari in ceilalti doi.



Fig. 2.6



Cei patru traductori de deformari pot fi plasati in fiecare din cele patru brate ale unei punti Wheatstone, asa cum se arata in Fig. 2.7.

Sa calculam sensibilitatea absoluta a aranjamentului de traductori: Mai intai sa evaluam tensiunile  $V_a$  si  $V_{ies}$ :

$$V_{a} = I_{1}(R + \Delta R + R - \Delta R) = 2I_{1}R; \quad V_{a} = I_{2}(R - \Delta R + R + \Delta R) = 2I_{2}R$$
  
si 
$$V_{ies} = -I_{1}(R - \Delta R) + I_{2}(R + \Delta R)$$

Ca urmare:

$$V_{ies} = V_{a} \left( \frac{R + \Delta R}{2R} - \frac{R - \Delta R}{2R} \right) = \frac{\Delta R}{R} V_{a} = G \frac{\Delta \ell}{\ell} V_{a}$$

iar sensibilitatea absoluta:

$$S_a = \frac{V_{ies}}{\Delta \ell} = G \frac{V_a}{\ell}$$
(2.31)

Sensibilitatea absoluta a puntii cu 4 traductori, data de ecuatia (2.31) este de 4 ori mai mare decat sensibilitatea puntii in care este folosit un singur traductor de deformari, exprimata de ecuatia (2.30).

b) Pentru a detecta deplasarea diafragmei se pot folosi si traductori capacitivi. Un traductor capacitiv este alcatuit dintr-un condensator cu placi plan paralele, cu aria armaturilor de suprafata S si distanta dintre placi  $\delta$  mica, astfel incat disiparea liniilor de camp

electric in afara spatiului cuprins intre placi sa fie neglijabila. Capacitatea condensatorului in farazi (F) este data de binecunoscuta formula:

$$C = \frac{\varepsilon S}{\delta}$$
(2.32)

unde  $\varepsilon$  este permitivitatea absoluta a mediului dintre placile condensatorului;  $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ , iar  $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \,\text{F/m}$  este permitivitatea vidului si  $\varepsilon_r$  este permitivitatea relativa a mediului (marime adimensionala). Daca una dintre armaturi (electrozi) este atasata diafragmei iar cealalta este fixata pe un suport rigid ca in Fig. 2.8, atunci distanta  $\delta$ , dintre armaturi, variaza corespunzator deformarii diafragmei.





Marimea capacitatii C are o dependenta neliniara in functie de distanta  $\delta$  dintre placi, dupa cum se vede din ecuatia (2.32). Pentru eliminarea acestui incovenient, traductoarele capacitive pot fi folosite intr-un montaj diferential. In acest caz sunt utilizate doua astfel de traductoare capacitive simple care sunt conectate in doua brate adiacente ale unei punti de curent alternativ de frecventa  $\omega$ , ca in Fig.2.9. Astfel, se obtine liniarizrea semnalului de iesire în raport cu semnalul de intrare. Grupul celor doua traductoare constituie un traductor diferential. Cei doi condensatori trebuie sa aiba aceeasi arie a electrozilor, si armaturile mobile legate rigid intre ele. Astfel, semnalul de intrare produce variatii  $\Delta\delta$  in sens opus ale marimii  $\delta$  astfel incat atunci cand distanta dintre armaturile unuia dintre condensatori creste Astfel, semnalul de intrare produce variatii  $\Delta \delta$  in sens opus ale marimii  $\delta$  iar capacitatea sa electrica scade, distanta dintre armaturile celuilalt se micsoreaza cu aceeasi cantitate  $\Delta \delta$  iar capacitatea electrica a acestuia creste.

Orice condensator este sursa unor pierderi de energie datorate proceselor de polarizare care pot fi echivalate cu o rezistenta electrica inseriata cu condensatorul; cei doi condensatori vor fi inseriati cu cate o rezistenta electrica prezentata explicit in Fig. 2.9.



Fig. 2.9

Pe ramurile AB si BC din Fig. 2.9 sunt plasati rezistori cu rezistente ohmice de valori egale R, iar pe ramurile DE si EF sunt introduse impedantele  $Z_1$  si  $Z_2$ , alcatuite din condensatorii de capacitati  $C_1$  si  $C_2$  inseriate cu rezistorii de rezistente  $R_1$  si respectiv  $R_2$ .

Valorile impedantelor  $Z_1$  si  $Z_2$  sunt:

$$Z_1 = R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}; \quad R_1 = \frac{\rho(\delta - \Delta\delta)}{S}, \quad C_1 = \frac{\varepsilon S}{\delta - \Delta\delta}$$
(2.33a)

iar

$$Z_2 = R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}; \quad R_2 = \frac{\rho(\delta + \Delta\delta)}{S}, \quad C_2 = \frac{\varepsilon S}{\delta + \Delta\delta}$$
 (2.33b)

Urmam acelasi rationament pentru stabilirea sensibilitatii puntii in care sunt plasati condensatorii cu cel utilizat la stabilirea sensibilitatii puntii Wheatstone care avea un traductor de deformari intr-una din ramuri. Astfel, tensiunea  $V_a$  pe ramurile AC si respectiv DF este data de:

$$V_a = 2RI_1; \quad V_a = I_2 \left( R_1 + R_2 + \frac{C_1 + C_2}{j\omega C_1 C_2} \right)$$
 (2.34)

Din bucla BCFE, rezulta urmatoarea valoare pentru tensiunea de iesire  $\mathbf{V}_{\text{ies}}$  :

$$V_{ies} = -RI_1 + Z_2I_2$$
(2.35)

Introducem valorile lui  $I_1$  si  $I_2$  din (2.34) in (2.35):

$$V_{ies} = \frac{V_a}{R_1 + R_2 + \frac{C_1 + C_2}{j\omega C_1 C_2}} \left( R_2 + \frac{1}{j\omega C_2} \right) - R \frac{V_A}{2R}$$
(2.36)

In continuare folosim valorile pentru  $C_1, C_2, R_1, R_2 din (2.33a)$  si (2.33b):

$$V_{ies} = \frac{V_{a} \left[ \frac{\rho(\delta + \Delta \delta)}{S} + \frac{1}{j\omega} \frac{\delta + \Delta \delta}{\epsilon S} \right]}{\frac{2\rho\delta}{S} + \frac{1}{j\omega} \frac{2\delta}{\epsilon S}} - \frac{V_{a}}{2} =$$

$$= \frac{V_{a}}{2} \frac{\left[ \frac{\rho(\delta + \Delta \delta)}{S} + \frac{1}{j\omega} \frac{\delta + \Delta \delta}{\epsilon S} - \frac{\rho\delta}{S} - \frac{1}{j\omega} \frac{\delta}{\epsilon S} \right]}{\frac{\rho\delta}{S} + \frac{1}{j\omega} \frac{\delta}{\epsilon S}} = \frac{V_{a}}{2} \frac{\Delta \delta}{\delta}$$
(2.37)

In acest mod a fost liniarizat raspunsul in metoda capacitiva, intrucat tensiunea de iesire  $V_{ies} = (V_a / 2)(\Delta \delta / \delta)$  este direct proportionala

cu variatia distantei dintre electrozii condensatoarelor cu armatura mobila.

Sensibilitatea absoluta  $S_a$  a puntii cu traductor diferential din Fig. 2.9 este:

$$S_{a} = \frac{V_{ies}}{\Delta\delta} = \frac{V_{a}}{2\delta}$$
(2.38)

Sensibilitatea absoluta  $S'_a$  a sistemului alcatuit din senzorul cu diafragma deformabila si un traductor capacitiv diferential este data de:

$$S'_{a} = \frac{V_{ies}}{\Delta P} = \frac{V_{ies}}{\Delta z} \frac{\Delta z}{\Delta P} = \frac{V_{a}}{2\delta} S^{d}_{a}$$
(2.39)

unde am folosit relatia (2.29) pentru sensibilitatea  $S_a^d$  a senzorului cu diafragma si am considerat ca  $\Delta \delta = \Delta z$ .

#### 2.2.2 Raspunsul dinamic al sistemelor cateter-senzor

In scopul de a observa precis formele undelor create de variatia presiunii in sange, se folosesc un cateter (plin de fluid) si un senzor de presiune. Sistemul cateter-senzor trebuie astfel proiectat incat unda de presiune de la varful cateterului sa fie transmisa senzorului destul de rapid si fara distorsionari importante ale formei undei. De obicei, timpul de intarziere datorita propagarii undei de-a lungul cateterului este nesemnificativa, chiar daca viteza de transmitere a undei de presiune in sange nu este egala cu viteza sunetului in apa de 1599 m/s, ci este mai scazuta, in jur de 400 m/s. Timpul de intarziere pentru un cateter de 1 m va fi de numai 2,5 ms sau mai putin.

Se constata, insa, existenta unei distorsionari importante a formei undei. Aceasta se datoreaza faptului ca ansamblul format din senzor, cateter si fluid alcatuiesc un sistem rezonant, caracterizat prin elasticitaea senzorului, prin rezistenta opusa fluxului de fluid de catre cateter si prin inertia fluidului. Daca frecventa de rezonanta a sistemului este cuprinsa in domeniul de frecventa al masurarii undei respective, forma sa va fi puternic distorsionata. Aceasta situatie poate fi analizata teoretic si experimental printr-un model mecanic simplu. Modelul da o formulare adecvata pentru majoritatea caracteristicilor sistemului cateter-senzor. 2.2.2.1 Evaluarea raspunsului dinamic al sistemului cateter-senzor.

Sistemul cateter-senzor poate fi aproximat printr-un model simplificat prezentat in Fig. 2.10 in care un tub rigid se leaga la o camera elastica si este umplut cu un lichid vascos incompresibil. Semnalul de intrare pentru acest sistem este presiunea P(t) de la varful cateterului, iar semnalul de



Fig. 2.10

iesire este deformarea in volum V(t), care poate fi detectata de elementele sensibile ale senzorului.

Caracteristicile raspunsului pentru acest model simplificat se pot stabili cu ajutorul ecuatiei de miscare a fluidului din cateter pentru miscarea fluidului de-a lungul axei longitudinale a cateterului, considerata axa x :

$$F = M \frac{d^2 x}{dt^2} + R \frac{dx}{dt} + kx$$
(2.40)

unde Feste forta externa (N), M este masa fluidului din cateter (kg), R este rezistenta fluxului (kg/s), si k este constanta de forta (N/m). Parametrii din aceasta ecuatie sunt dati de:

$$M = \rho \pi r^2 \ell \tag{2.41}$$

$$\mathbf{R} = 8\pi\eta\ell \tag{2.42}$$

$$\mathbf{k} = \pi^2 \mathbf{r}^4 \mathbf{K} \tag{2.43}$$

unde r si  $\ell$  sunt raza si respectiv, lungimea cateterului (m),  $\rho$  este densitatea (kg/m3),  $\eta$  este vascozitatea fluidului (kg/m.s) iar K este elastanta, adica modulul de elasticitate pe unitatea de volum al senzorului de presiune (Pa/m<sup>3</sup>).

Frecventa de rezonanta si coeficientul de amortizare, calculati conform Sect. 1.2.3.2, sunt dati de:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{M}} = \frac{r}{2} \sqrt{\frac{K}{\pi \rho \ell}}$$
(2.44)

$$h = \frac{R}{2\sqrt{kM}} = \frac{4\eta\sqrt{\ell}}{r^3\sqrt{\pi\rho K}}$$
(2.45)

In continuare calculam amplitudinea relativa  $\gamma$ , definita ca raportul intre amplitudinile semnalelor de iesire  $x_0$  si  $x'_0$ , obtinute astfel: prima - la aplicarea ca semnal de intrare la o frecventa data a unei unde de presiune sinusoidala de tipul  $F = F_0 \sin \omega t$ , si a doua la aplicarea unui semnal de intrare pentru presiune stationara, de amplitudine constanta de tipul  $F = F_0$ . Vom evalua de asemenea si unghiul de defazaj  $\varphi$  intre semnalul de iesire si semnalul de intrare pentru unda de presiune sinusoidala. Pentru cele doua cazuri, ecuatia (2.40) capata urmatorele forme:

$$M\frac{d^{2}x}{dt^{2}} + R\frac{dx}{dt} + kx = F_{0}\sin\omega t$$
(2.46)

si respectiv:

$$M\frac{d^2x}{dt^2} + R\frac{dx}{dt} + kx = F_0$$
(2.47)

Mai intai sa parcurgem etapele gasirii solutiilor particulare ale celor doua ecuatii. Solutia ecuatiei (2.46) este similara solutiei (1.26) a corespunzatoare fenomenului de incarcare a unui condensator de capacitate C plasat intr-un circuit electric serie ce cuprinde o bobina de inductanta L si un rezistor de rezistenta R. Cautam o solutie pentru deplasarea x de forma sinusoidala, cu aceeasi frecventa cu a semnalului

aplicat, dar defazata fata de acesta cu un unghi de defazaj  $\varphi$ , a carei valoare o vom gasi in final cautand solutia particulara a ecuatiei (2.46):

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}_0 \sin\left(\omega \mathbf{t} - \boldsymbol{\varphi}\right) \tag{2.48}$$

Inlocuim aceasta solutie in ecuatia (2.46):

$$-M\omega^{2}x_{0}\sin(\omega t-\varphi)+R\omega x_{0}\cos(\omega t-\varphi)+kx_{0}\sin(\omega t-\varphi)=F_{0}$$

iar dupa ce explicitam functiile trigonometrice pentru argumentele din paranteze si identificam coeficientii pentru sin $\omega t$  si respectiv cos $\omega t$ , obtinem:

$$\left(k - M\omega^{2}\right)x_{0}\cos\varphi + R\omega x_{0}\sin\varphi = F_{0}$$
(2.49)

si

$$-(k - M\omega^{2})x_{0}\sin\varphi + R\omega x_{0}\cos\varphi = F_{0}$$
(2.50)

Din ecuatia (2.49) rezulta valoarea tangentei unghiului de defazaj  $\varphi$  (relatie similara expresiei (1.27):

$$tg\phi = \frac{R\omega}{k - M\omega^2}$$
(2.51)

Din ecuatia (2.50) rezulta marimea amplitudinii deplasarii  $x_0$ :

$$\mathbf{x}_{0} = \frac{\mathbf{F}_{0} \left( \mathbf{k} - \mathbf{M} \boldsymbol{\omega}^{2} \right)}{\left( \mathbf{k} - \mathbf{M} \boldsymbol{\omega}^{2} \right)^{2} + \mathbf{R}^{2} \boldsymbol{\omega}^{2}} \frac{1}{\cos \varphi}$$

Folosind relatia  $\cos \varphi = 1/\sqrt{1 + tg^2 \varphi}$ , marimea amplitudinii  $x_0$  devine:

$$x_{0} = \frac{F_{0}}{\sqrt{\left(k - M\omega^{2}\right)^{2} + R^{2}\omega^{2}}}$$
(2.52)

iar elongatia x este:

$$x = \frac{F_0 \sin(\omega t - \varphi)}{\sqrt{\left(k - M\omega^2\right)^2 + R^2 \omega^2}}$$
(2.53)

Fie  $x'_0$  solutia particulara a ecuatiei (2.47) pentru un semnal constant in timp:

$$x'_{0} = \frac{F_{0}}{k}$$
 (2.54)

Raportul  $\gamma$  al amplitudinilor deplasarilor  $x_0$  la un semnal de frecventa data  $\omega$  si  $x'_0$  in conditii stationare, se poate calcula din expresiile (2.52) si (2.54).

$$\gamma = \frac{\frac{F_0}{\sqrt{\left(k - M\omega^2\right)^2 + R^2\omega^2}}}{\frac{F_0}{k}} = \frac{k}{\sqrt{\left(k - M\omega^2\right)^2 + R^2\omega^2}}$$

Prin prelucrare ulterioara, se obtine urmatoarea valoare pentru  $\gamma$ :

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}\right)^2 + \frac{R^2 \omega^2}{M^2 \omega_0^4}}} = \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \beta^2\right)^2 + (2h\beta)^2}}$$
(2.55)

cu h = R / 2M $\omega_0$  din relatia (2.45) iar  $\beta$ , frecventa relativa este definita de:

$$\beta = \frac{f}{f_0} \tag{2.56}$$

Expresia (2.51) pentru tangenta unghiului de defazaj  $\phi$  poate fi si ea scrisa in functie de h si  $\beta$ , astfel:

$$tg\phi = \frac{R\omega}{k - M\omega^2} = \frac{R\omega}{M\left(\frac{k}{M} - \omega^2\right)} = \frac{R\omega}{M\omega_0^2 \left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}\right)} = \frac{2h\beta}{1 - \beta^2} \quad (2.57)$$

Unghiul de defazaj se poate exprima in modul urmator:

$$\varphi = \operatorname{arctg} \frac{2h\beta}{1-\beta^2}$$
(2.58)



Fig. 2.11(a)

In Fig. 2.11 (a) si 2.11 (b) sunt prezentate dependenta amplitudinii relative  $\gamma$  si respectiv a unghiului de defazaj  $\varphi$  in functie de frecventa relativa  $\beta$ . Aceste rezultate implica faptul ca in masura in care este aplicabil modelul simplificat din Fig. 2.10, raspunsul sistemului cateter-senzor este complet determinat de doi parametri, adica frecventa de rezonanta  $f_0$  si coeficientul de amortizare h.



Fig. 2.11(b)

In sistemele reale cateter-senzor,  $f_0$  si h pot fi determinati din raspunsul treapta, adica din semnalul de iesire obtinut la aplicarea unui semnal de intrare de tip treapta pentru presiune.



Fig. 2. 12

In Fig. 2.12 este aratata metoda practica de realizare a acestui lucru. Sistemul cateter-senzor conectat la un traductor, este umplut cu apa si legat la bulbul unui sfigmomanometru si la un balon de cauciuc. Sfigmomanometrul este un aparat care serveste la masurarea presiunii arteriale, construit dintr-un manson gonflabil care inconjoara bratul, legat la un manometru. Aici este folosit pentru masurarea semnalului de iesire din sistem. Balonul de cauciuc este umflat si este intepat cu un obiect aprins (o flacara). La varful cateterului va apare o scadere a presiunii. Daca h, coeficientul de amortizare, este mai mic decat unitatea, semnalul de iesire al sistemului prezinta oscilatii amortizate, ca in Fig. 2.13. Masurand amplitudinile varfurilor (peak-urilor) succesive, coeficientul de amortizare se calculeaza conform ecuatiei (1.42):

$$h = \sqrt{\frac{\left(\ln P_{i} / P_{i+1}\right)^{2}}{4\pi^{2} + \left(\ln P_{i} / P_{i+1}\right)^{2}}}$$
(2.59)

iar frecventa naturala  $f_{\delta}$ , conform ecuatiei (1.22) are expresia:

$$f_{\delta} = (1/2\pi)\sqrt{\omega_0^2 - \delta^2} = (\omega_0/2\pi)\sqrt{1 - h^2} = (1/T)\sqrt{1 - h^2}$$
(2.60)



Fig. 2.13

Acelasi rezultat dat de ecuatia (2.60) se poate obtine considerand frecventa naturala  $f_{\delta} = 1/T_{\delta}$  unde  $T_{\delta}$  este intervalul intre doua peakuri succesive.

2.2.3 Sistemul traductor de presiune cu sensor plasat la varful cateterului

Acest tip de traductor de presiune contine un element sensibil la presiune plasat in varful cateterului (Fig. 2.14) si a fost realizat la inceput pentru masurari de precizie ale formelor undelor din sistemul cardiovascular. Desi pentru majoritatea masurarilor de presiune cardiovasculare este acceptabil un sistem cateter-traductor cu amortizare specifica, traductorul de presiune plasat la varful cateterului are multe avantaje. El nu are timp de intarziere, are un raspuns clar in frecventa pana la cativa kHz, nu este necesara injectarea frecventa sau continua cu ser fiziologic pentru a evita coagularea sangelui in cateterului. Traductorul de presiune plasat in varful cateterului are, totusi, unele dezavantaje, cum ar fi recalibrarea inconvenabila si faptul ca este fragil si are un pret de cost ridicat.

Se pot folosi multe principii pentru detectarea presiunii la varful cateterului, ca de exemplu metoda traductorilor de deformari cu semiconductori, metode capacitive si metode optice.



Fig. 2.14

#### 2.2.4 Traductori de presiune implantabili

Pentru observarea pe timp indelungat a presiunii in cavitatile corpului este indicata folosirea unui traductor de presiune care sa fie separat de instrumentatia din exterior astfel incat el sa poata fi plasat chirurgical (ca in cazul masurarilor de presiune intracraniana) sau sa poata fi inghitit (ca in cazul masurarilor de presiune ale tractului intestinal). In aceste aplicatii sunt preferabile masurari de presiune absolute cu traductori implantabili.

Au fost realizate multe tipuri de traductori implantabili, la inceput numai pentru masurari de presiune intracraniene si cardiovasculare. La masurarea presiunii intracraniene cu traductori implantabili, deplasarea diafragmei poate fi detectata de traductori piezorezistivi, traductori cu variatie de capacitate sau traductori inductivi.



Fig. 2. 15

Traductorul inductiv este un traductor parametric. Un traductor inductiv este alcatuit dintr-o bobina cu miez magnetic mobil, atasat diafragmei. Variatia inductantei bobinei trebuie sa fie legata liniar de marimea deplasarii diafragmei. In Fig. 2.15 este prezentata o bobina de lungime  $\ell$ , cu infasurarile strabatute de curent si avand un miez magnetic de lungime egala cu lungimea bobinei, ce se deplaseaza pe distanta x in interiorul bobinei.

Daca miezul este complet introdus in bobina, cu capatul din stanga la x = 0, inductanta bobinei este L, iar daca miezul este complet scos din interiorul bobinei, inductanța sa este L<sub>0</sub>, cu expresiile:

$$L = \frac{\mu N^2 S}{\ell}; \quad L_0 = \frac{\mu_0 N^2 S}{\ell}$$
(2.61)

unde  $\mu = \mu_0 \mu_r$  este permeabilitatea absoluta a materialului,  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \,\text{H/m}$  este permeabilitatea vidului, iar  $\mu_r$  este permeabilitatea relativa a materialului din care este confectionat miezul; N este numarul de infasurari al bobinei, S este aria suprafatei transversale a bobinei, iar  $\ell$  este lungimea bobinei.

Atunci cand miezul se deplaseaza pe distanta x, inductanta bobinei L(x) se poate calcula folosind relatia de definitie a inductantei in functie de reluctanta magnetica  $R_m$  a bobinei sau de inversul acesteia care este permeanta magnetica  $P_m$ , dupa cum urmeaza. Fluxul magnetic  $\Phi$  creat de bobina este dat de tensiunea magnetomotoare F aplicata bobinei (F = NI, unde N este numarul de infasurari iar I este intensitatea curentului electric ce strabate infasurarile) si reluctanta magnetica  $R_m$  a bobinei.

$$\Phi = \frac{F}{R_{m}} \rightarrow R_{m} = \frac{F}{\Phi} = \frac{NI}{BS} = \frac{1}{P_{m}}$$
(2.62)

Avand in vedere ca pentru o bobina lunga, inductia magnetica B este legata de permeabilitatea absoluta $\mu$ , curentul I si lungimea sa  $\ell$ , prin relatia:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu \mathbf{NI}}{\ell} \tag{2.63}$$

rezulta urmatoarea expresie pentru relucatnta R<sub>m</sub> a bobinei:

$$R_{\rm m} = \frac{\ell}{\mu S} = \frac{1}{P_{\rm m}}$$
(2.64)

Folosind ecuatia (2.64), inductanta L a bobinei se poate exprima astfel, in functie de relucanta sau de permeanta:

$$L = \frac{N^2}{R_m} = N^2 P_m$$
(2.65)

Sa calculam inductanta unei bobine a carei miez se deplaseaza pe distanta x. Putem considera bobina ca fiind formata din doua bobine inseriate, una fara miez, de lungime x si alta cu miez avand lungimea  $\ell - x$ . Inductanta echivalenta L(x) poate fi stabilita prin regula de

adunare a impedantelor inseriate. Astfel, prin insumarea inductantelor celor doua bobine se obtine , pentru x > 0 sau x < 0:

$$L(x) = \frac{N^2}{\frac{|x|}{\mu_0 S} + \frac{\ell - |x|}{\mu_0 \mu_r S}} = \frac{N^2}{\frac{\ell}{\mu_0 \mu_r S} + \frac{|x|}{\mu_0 S} \left(1 - \frac{1}{\mu_r}\right)}$$
(2.66)

In Fig. 216 este prezentata dependenta inductantei L in functie de marimea deplasarii x.



Fig. 2.16

Din relatia (2.66), se observa ca dependenta inductantei functie de distanta pe care se deplaseaza miezul nu este liniara. Relatia poate fi liniarizata daca in loc de o singura bobina se folosesc 2 bobine independente inseriate, ca in Fig. 2. 17.



Fig.2.17

Inductantele celor doua bobine  $L_1(x)$  si respectiv  $L_2(x)$  se pot scrie conform relatiei (2.66):

$$L_{1}(x) = \frac{N^{2}}{\frac{\ell}{\mu_{0}\mu_{r}S} + \frac{x}{\mu_{0}S} \left(1 - \frac{1}{\mu_{r}}\right)}; \quad x \in (0, \ell)$$
(2.67)

si

$$L_{2}(x) = \frac{N^{2}}{-\frac{\ell}{\mu_{0}S} + \frac{x}{\mu_{0}S} \left(1 - \frac{1}{\mu_{r}}\right)}; \quad x \in (\ell, 2\ell)$$
(2.68)

Variatia  $\Delta L$  a inductantei celor doua bobine inseriate este:

$$\Delta L = L_1(x) + L_2(x) = \frac{2N^2 \frac{x}{\mu_0 S} \left(1 - \frac{1}{\mu_r}\right) - \frac{N^2 \ell}{\mu_0 S} + \frac{N^2 \ell}{\mu_0 \mu_r S}}{-\frac{\ell^2}{\mu_0^2 \mu_r S^2}} = (2.69)$$
$$= -\frac{2L_0 x (\mu_r - 1)}{\ell} - L + L_0$$

si este reprezentata in Fig. 2.18.



#### Fig. 2.18

Dacă vom considera că la o deplasare  $\Delta x$  a miezului, inductanțele celor 2 bobine sunt

$$L_1 = L - \Delta L$$
$$L_2 = L_0 + \Delta L$$

și cum infășurârile sunt bobinate în sens invers, (fapt de care am ținut seama explicit în relația (2.68), atunci:

$$\mathbf{L}_1 - \mathbf{L}_2 = \mathbf{L} - \mathbf{L}_0 - 2\Delta \mathbf{I}$$

Ca urmare, din (2.69), rezultă:

$$\Delta L = \frac{L_0 \Delta x (\mu_r - 1)}{\ell}$$
(2.70)

Pentru deplasari mici, marimea inductantei  $\Delta L$  din relatia (2.70) poate fi considerata liniara in raport cu deplasarea  $\Delta x$ , dupa cum se vede din Fig. 2.18.

Alta metoda de liniarizare a sistemului de bobine cu miez mobil, este aceea in care cele doua bobine, considerate bobine secundar, sunt cuplate inductiv cu o bobina primar si sunt plasate in bratele adiacente ale unei punti pentru masurarea impedantelor, ca in Fig. 2.19.



Fig. 2.19

Miezul magnetic mobil este legat la diafragma si prin deplasarea lui, dictata de deformarea diafragmei, modifica inductantele bobinelor din bratele puntii. In ipoteza ca rezistentele ohmice ale infasurarilor bobinelor sunt foarte mici in raport cu reactantele lor inductive, in Fig. 2.19 nu le-am indicat decat pe acestea din urma.

Sensibilitatea puntii se poate calcula prin acelasi procedeu folosit la puntea de capacitati. Scriem mai intai tensiunile pe ramurile AC si DF, astfel:

$$V_a = 2RI_1 \tag{2.71}$$

si

$$V_{a} = [j\omega(L_{0} + \Delta L) + j\omega(L_{0} - \Delta L)]I_{2}$$
(2.72)

In continuare evaluam tensiunea de iesire  $\Delta V_{ies}$  in bucla BCFE:

$$\Delta V_{ies} = RI_1 - j\omega(L_0 - \Delta L)I_2$$
(2.73)

Folosind valorile pentru  $I_1$  si  $I_2$  din ecuatiile (2.71) si respectiv (2.72), tensiunea de iesire devine:

$$\Delta V_{\text{ies}} = \frac{V_{\text{a}}}{2} - \frac{L_0 - \Delta L}{L_0} V_{\text{a}} = \frac{\Delta L}{2L_0} V_{\text{a}}$$
(2.74)

unde  $\Delta L$  se obtine din relatia (2.70).

Sensibilitatea absoluta S<sup>L</sup><sub>a</sub> a puntii cu inductante variabile este:

$$S_{a}^{L} = \frac{\Delta V_{ies}}{\Delta x} = \frac{(\mu_{r} - 1)V_{a}}{\ell}$$
(2.75)

Relatia (2.75) coroborata cu (2.29) pentru sensibilitatea absoluta  $S_a^d$ a senzorului cu diafragma, conduc la expresia sensibilitatii  $S_a^{L,d}$  a sistemului cu traductori inductivi si senzor cu diafragma:

$$S_{a}^{L,d} = \frac{\Delta V_{ies}}{\Delta P} = \frac{\Delta V_{ies}}{\Delta z} \frac{\Delta z}{\Delta P} = S_{a}^{d} \frac{(\mu_{r} - 1)V_{a}}{\ell}$$
(2.76)

in care am considerat  $\Delta z = \Delta x$ .

Au fost facute si incercari de masurare a presiunii intracraniene la distanta. In aceste sisteme, partea sistemului implantata in craniu are un

circuit de rezonanta, iar frecventa de rezonanta, care depinde de presiune, este masurata in afara corpului. Figura 2.20 prezinta un exemplu in care inductanta unei bobine este modificata de deplasarea unui miez de ferita legat de diafragma.



Fig. 2.20

# 2.3 Masurari indirecte de presiune

Aplicatia clinica de cel mai mare succes pentru masurarea indirecta a presiunii sangelui este tehnica mansetei de obturare. Aceasta tehnica a fost folosita ca metoda conventionala de ascultare si a fost de asemenea aplicata la sisteme de inregistrare automata a presiunii sangelui. Presiunea arteriala instantanee poate fi si ea masurata cu o manseta cu sistem de actionare cu autocontrol al presiunii.

Presiunea interna in unele cavitati ale corpului poate fi masurata indirect prin masurari ale fortei de reactie. Aceasta tehnica poate fi aplicata la masurari de presiune intraoculara, intra-amniotica si intracraniana.

# 2.3.1 Masurarea indirecta a presiunii sistolice, diastolice si medii a sangelui

Toate tehnicile cu manseta de obturare pentru masurarea indirecta a presiunii sangelui folosesc o manseta gonflabila care este infasurata in jurul unei extremitati, de obicei bratul superior. In masura in care dimensiunea mansetei este adecvata, atunci cand ea este umflata, intreaga presiune a mansetei este transmisa tesutului din jurul arterei. Lumenul (canalul) arterei se va deschide si se va inchide urmand presiunea pozitiva sau negativa din perete, care reprezinta diferenta intre presiunea din interiorul si exteriorul vasului. Astfel, presiunea intravasculara poate



Fig. 2.21

fi masurata din presiunea mansetei variind treptat presiunea acesteia si urmarind punctul de presiune la care lumenul este deschis sau inchis.

Pentru a detecta deschiderea lumenului, se folosesc tehnici de ascultare sau tehnici automate, bazate pe principiul sunetelor Korotkoff sau alte tehnici cum sunt metodele cu ultrasunete sau oscilometrice. In aceste masurari indirecte ale presiunii arteriale, precizia masurarilor este influentata de proiectarea mansetei de obturare si de procedeul folosit la detectarea deschiderii vasului.

2.3.1.1 Proiectarea mansetei pentru masurari indirecte ale presiunii

Manseta cu sfigmomanometru obisnuita folosita pentru masurarea indirecta a presiunii pe bratul superior este alcatuita dintr-o camera gonflabila plasata in interiorul unui invelis de panza cu rol de limitator (Fig. 2.21).

Dimensiunea camerei gonflabile trebuie sa fie destul de mare pentru ca presiunea din camera complet umpluta sa fie transmisa tesutului ce contine marea artera. Pentru sfigmomanometrele clinice, dimensiunea camerei a fost determinata empiric. Astfel, latimea camerei trebuie sa fie de cel putin 40% din circumferinta bratului superior iar lungimea sa trebuie sa fie de cel putin 80% din circumferinta. In principiu, latimea camerei trebuie sa fie de aproximativ 1,2 ori mai mare decat diametrul bratului.

Aceste date pentru dimensiunea mansetei pot fi deduse din analiza unui model. Se presupune ca bratul este alcatuit dintr-un material elastic, incompresibil, de forma cilindrica avand simetrie de rotatie; presiunea aplicata cilindrului este transmisa printr-o manseta cu latimea  $2b \times r$ , asa cum se arata in Fig. 2.22(a), unde b este raportul intre latimea mansetei si diametrul bratului, 2r. Ca urmare se poate calcula analitic tensiunea radiala la centrul bratului. Rezultatele sunt prezentate in Fig. 2.22(b). Se observa ca pentru largimi ale mansetei mai mici decat de 1,2 ori diametrul bratului (b < 1,2), presiunea camerei nu este transmisa cu acuratete la centrul bratului chiar la mijlocul mansetei, astfel incat se pot obtine presiuni ale sangelui afectate de mari erori. Pentru grosimi ale mansetei mai mari de 1,2 ori decat diametrul bratului (b > 1,2), presiunea este transmisa cu precizie la orice adancime a bratului, atat la mijlocul mansetei cat si la oarecare distanta de punctul de mijloc.



Fig. 2.22(b)

Efectele dimensiunii mansetei asupra masurarilor de presiune ale sangelui prin metoda auditiva au fost studiate experimental prin comparatie cu masurarile directe. In concluzie, pentru persoane cu brate normale este recomandabila o manseta standard avand o camera cu latimea de 12 cm si lungimea de 23 cm iar pentru persoane cu brate obeze camera mansetei trebuie sa aiba 14 cm latime si 38 cm lungime.

## 2.3.1.2 Detectarea sunetelor Korotkoff

Metoda auditiva pentru masurarea indirecta a presiunii sangelui se bazeaza pe faptul ca sunt generate unde acustice numite sunete Korotkoff in timp ce presiunea mansetei se mentine intre presiunile sistolica si diastolica, atunci cand presiunea la manseta de obturare este redusa treptat de la presiunea superioara presiunii sistolice la o presiune inferioara presiunii diastolice.

Originea sunetelor Korotkoff nu este pe deplin lamurita, desi au fost propuse diferite mecanisme pentru producerea sunetelor cum sunt turbulenta, vibratii ale arterei sau relaxarea oscilatiilor, efectul de izbire al peretilor arterei de catre fluxul sangvin si incordarea brusca a peretelui arterial. In ciuda lipsei unei baze teoretice, metoda sunetelor Korotkoff a fost general acceptata si tehnicile respective au fost standardizate.

Inainte de a descrie procedeul determinarii presiunii sistolice  $P_s$  si a presiunii diastolice  $P_d$ , in Tabelul I sunt indicate valorile presiunilor sistolice si diastolice arteriale pentru diferite domenii de diagnostic clinic.

Nr.	Domeniu	Ps	$P_d$
crt.		(mm Hg)	(mm Hg)
1.	Hipotensiune	<105	<60
2.	Normal	105÷140	60÷90
3.	Limitele hipertensiunii	140÷150	90÷95
4.	Usoara hipertensiune	>160	95÷105
5.	Hipertensiune moderata	>160	105÷115
6.	Hipertensiune grava	>160	>115

Tabel I

Pentru metoda de masurare a presiunii sangelui care foloseste un sfigmomanometru, se plaseaza un stetoscop pe artera din brat in pozitie distala a mansetei (la partea mai indepartata de radacina a membrului respectiv). Presiunea la manseta este crescuta cu aproximativ 4 kPa (30 mm Hg) peste presiunea sistolica estimata si este redusa cu o rata de 0,26 pana la 0,4 kPa/s (2 pana la 3 mm Hg/s). Presiunea sistolica este data de presiunea mansetei atunci cand apar primele sunete ale unor lovituri

usoare, iar presiunea diastolica este data de presiunea mansetei la care dispar sunetele. Aceasta tehnica a fost propusa prima data de Korotkoff in 1905 si a fost general acceptata dupa ce autenticitatea sa a fost confirmata de multe studii comparative cu masurari directe ale presiunii si cu alte tehnici indirecte folosite inainte de a fi propusa metoda Kortotkoff.

Sunetele Korotkoff pot fi detectate cu ajutorul unor microfoane, in locul stetoscopului, plasate la pozitia distala a mansetei, dar mai convenabil, microfonul poate fi localizat imediat dedesubtul mansetei sau chiar in camera mansetei.

Fig. 2.23 prezinta date tipice pentru intensitatile relative ale sunetelor si ale frecventelor fundamentale pe subiecti normali din punct de vedere al presiunii atunci cand presiunea mansetei a fost diminuata conform tehnicii auditive conventionale. Asa cum se vede in figura, componentele principale ale sunetelor Korotkoff sunt la frecvente joase, cu un peak in jur de 45 Hz, dar sunt prezente si componente ale armonicilor superioare iar majoritatea lor se afla intr-un domeniu de la aproximativ 20 Hz pana la 300 Hz.



I-Liniste; II-Sunete clare scurte; III-Sunete murmurate; IV-Sunete de lovituri slabe; V-Sunete inabusite Fig. 2. 23

In masura in care sunt cunoscute caracteristicile sunetelor Korotkoff, pot fi stabilite algoritmuri de detectare automate. In situatiile de masurari reale, peste semnal se suprapun zgomote; din acest motiv, de obicei ar trebui folosit un filtru trece banda ingust. Atunci cand presiunea mansetei este micsorata cu o viteza normala, modificarile amplitudinilor sunt diferite pentru frecvente de banda diferite si de asemanea sunt diferite pentru sistola si diastola. O crestere maxima a amplitudinii la tranzitia sistolica apare intr-o banda de frecventa intre 18 si 26 Hz, si o descrestere maxima a amplitudinii la tranzitia diastolica apare in banda de frecventa intre 40 si 60 Hz.

Efectul zgomotului este o problema serioasa in sistemele de detectie automata bazate pe sunetele Korotkoff. In timp ce zgomotul mediului ambiant poate fi redus prin folosirea unui filtru trece banda adecvat sau prin acoperirea microfonului cu manseta, miscarea artifact (zgomotul datorat miscarilor corpului) este mult mai greu de evitat deoarece frecventele sale se gasesc in aceeasi banda de frecventa cu majoritatea componentelor sunetelor Korotkoff. Miscarea artifact, indusa de miscarile intregului corp, ale bratului, ale mainii sau chiar a unui deget, nu poate fi eliminata complet. Pentru a reduce miscarea artifact este recomandabila legarea cu leucoplast a microfonului de brat. S-a constatat ca procedand in acest fel, presiunile sistolice si diastolice pot fi masurate chiar atunci cand subiectul face jogging intr-o moara in functiune.

Evaluarea preciziei la masurarea presiunii sangelui prin metoda Korotkoff este o problema dificila. Sunt multe studii in care masuarile indirecte ale presiunii sangelui prin metode indirecte, folosind metoda Korotkoff, au fost comparate cu masurarile directe. Pentru anumite tipuri de subiecti, masurarile directe si indirecte conduc in cele mai multe cazuri la aceleasi rezultate. Totusi, multi autori au observat mari discrepante, mai mari decat  $\pm 4 \text{kPa}(\pm 30 \text{ mmHg})$ , care nu pot fi explicate prin tipul de materiale folosite la masurari, cum ar fi o dimensiune inadecvata a mansetei sau o frecventa de amortizare sau naturala nepotrivite in sistemul de masurare direct al presiunii. Una dintre explicatii consta in faptul ca reducerea fluxului sangvin in artera din brat provoaca o subevaluare in masurarile indirecte, in special pentru presiunile sistolice. Aceasta situatie poate apare frecvent atunci cand exista o vasoconstrictie periferica, si diminuarile fluxului sangvin conduc la degradarea sunetelor Korotkoff iar prin masurarea indirecta se poate subestima presiunea sistolica. In plus, uneori peak-ul real de presiune creste cand rezistenta periferica este crescuta iar discrepantele intre masurarile indirecte si directe ale presiunii sistolice devin si mai mari.

In masura in care presiunile sistolice si diastolice sunt determinate prin sunete Korotkoff, aceste probleme apar si in sistemele automate. Totusi, daca se folosesc criterii similare pentru determinarea presiunilor sistolice si diastolice, bazate pe procesarea semnalelor date de sunetele Korotkoff in sistemele automate ca si in tehnicile auditive conventionale, este de asteptat ca din ambele tipuri de masurari sa rezulte, in majoritatea cazurilor, aceleasi presiuni, chiar daca aceste masurari difera de cele obtinute prin masurari directe. Recent s-a stabilit ca un sistem automat poate detecta semnale ale sunetelor Korotkoff corespunzatoare presiunilor sistolice si diastolice cu 2 biti diferite de cele determinate prin metoda auditiva, atunci cand viteza de reducere a presiunii mansetei era de aproximativ 0,4 kPa/s (30 mmHg/s). Astfel, discrepantele intre presiunile sistolice si diastolice pentru cele doua tipuri de masurari sunt de aproximativ 0,8 kPa (6 mm Hg) atunci cand pulsul inimii este de 60 de batai pe secunda.

# 2.3.1.3 Masurari ale presiunii medii a sangelui prin metoda oscilometrica

Metoda oscilometrica este o metoda indirecta de masurare a presiunii arteriale medii bazata pe principiul conform caruia oscilatia presiunii in manseta obturatoare datorata pulsatiei volumului arterial are o amplitudine maxima atunci cand presiunea mansetei este apropiata de presiunea arteriala medie. Din punct de vedere istoric, oscilatia presiunii in manseta obturatoare a fost folosita pentru masurari ale presiunii sangelui inainte de atestarea metodei Korotkoff si in investigatiile de inceput presiunea mansetei pentru oscilatia maxima a fost confundata cu presiunea diastolica. Multe studii comparative cu masurari de presiune directe pe subiecti animali si umani, ca si modele experimantale, au aratat ca presiunea pentru oscilatia maxima este intotdeauna foarte apropiata de presiunea arteriala medie.

Principiul metodei oscilometrice a fost stabilit printr-un model experimental simplificat. Astfel, bratul a fost modelat printr-o camera de compresie umpluta cu ser fiziologic (camera de compresie joaca rolul mansetei). In camera a fost introdus un segment arterial care a fost perfuzat cu sange din artera carotida a unui animal. Apoi, a fost urmarita oscilatia presiunii din camera. Rezultatele acestui experiment au aratat ca presiunea cea mai scazuta a camerei, pentru care amplitudinea ramane constanta, era cu numai cateva procente mai mica decat presiunea arteriala medie.

Un experiment similar a fost facut cu o camera umpluta cu aer. A fost urmarita oscilatia volumului camerei de presiune si s-a ajuns la concluzia ca pulsatia maxima a volumului aparea atunci cand presiunea camerei era egala cu presiunea arteiala medie in limita unei erori de  $\pm 0.4$  kPa( $\pm 3$  mmHg). Presiunea arteriala medie in brat, masurata direct,

a fost comparata cu presiunea pentru oscilatia maxima a amplitudinii pulsatiei determinata prin pletismografie pentru un deget uman. S-a gasit ca presiunile masurate indirect la deget erau cu aproximativ cu 5% mai scazute decat presiunile medii din brat.

Pletismografia are la baza variatia volumului tesuturilor ca urmare a modificarii fluxului sangvin. Dupa modul in care se face detecatrea variatiei volumului tesuturilor, deosebim:

- pneumo pletismografie (detectare mecanica)
- pletismografia fotoelectrica
- pletismografia de impedanta.

In cazul pneumo-pletismografiei, o camera etansa cu aer sau cu un alt fluid se dispune, de exemplu, in jurul unui deget; camera este legata printr-un tub cu un manometru care indica variatiile de presiune determinate de modificarea volumului degetului, respectiv de unda de presiune.



Fig. 2.24

Fig. 2.24 prezinta un exemplu de oscilatie in volum detectata prim metoda pletismografica la degetul aratator. In acest exemplu, presiunea mansetei pentru amplitudinea maxima a semnalului pletismografic era cu numai 0,4 kPa(3 mmHg)mai scazuta decat presiunea masurata direct in artera din brat, iar punctul de disparitie era cu 0,26 kPa(2 mmHg)mai scazut decat presiunea sistolica.

Deoarece metoda auditiva a devenit o tehnica standard pentru masurarea clinica a presiunii sangelui, metoda oscilometrica este rareori folosita clinic. Totusi, masurarea presiunii medii a sangelui prin metoda oscilometrica are unele avantaje notabile:

1) Oscilatia poate fi detectata fie prin presiunea la manseta, fie prin pletismografie folosind metoda mecanica, fotoelectrica sau a impedantei;

2) Amplitudinea maxima a oscilatiei poate fi determinata obiectiv si usor, deoarece de obicei se observa un maxim ascutit al amplitudinii;

3) Procedeul detectarii amplitudinii maxime poate fi usor automatizata, astfel incat metoda oscilometrica devine mult mai convenabila decat metoda auditiva in cazul urmaririi continue a presiunii sangelui.

Dificultatea aplicarii metodei oscilometrice clinic se datoreaza faptului ca prin aceasta metoda se obtin presiunile sistolice si medii ale sangelui, in timp ce prin metoda auditiva se obtin presiunile sistolice si diastolice. Clinicienii sunt mai familiarizati cu presiunile sistolica si diastolica decat cu presunea arteriala medie.

Pentru a deduce valoarea presiunii diastolice a fost propusa o metoda de estimare a acesteia din presiunile sistolica si medie si din forma undelor obtinute prin pletismografie de volum. Aceasta metoda se bazeaza pe faptul ca forma undei de presiune arteriala este asemanatoare formei undei obtinuta prin pletismografie de volum. In Fig. 2.25 este dat un exemplu pentru formele undelor respective. Ca urmare, relatia presiune-volum poate fi considerata liniara in domeniul in care se stabileste amplitudinea pulsului de presiune. Daca aceste forme ale undelor sunt similare, raportul amplitudinilor medii si intregi ale undelor de puls sunt aceleasi, adica:

$$\frac{P_{m} - P_{d}}{P_{s} - P_{d}} = \frac{V_{m} - V_{d}}{V_{s} - V_{d}} = k$$
(2.77)

unde  $P_m$ ,  $P_d$  si  $P_s$  sunt presiunile medie, diastolica si respectiv sistolica;  $V_m$ ,  $V_d$  si  $V_s$  sunt volumele arteriale corespunzatoare presiunilor. medii, diastolice si sistolice, iar k este o constanta.



Fig. 2.25

Se obtine urmatoarea valoare pentru presiunea diastolica  $P_d$ :

$$P_{d} = P_{m} + \frac{k}{k-1} (P_{s} - P_{m})$$
(2.78)

Presiunea  $P_m$  poate fi masurata prin metoda oscilatiei maxime iar  $P_s$  poate fi determinata ca presiunea la manseta la care, la scadere, apare semnalul pletismografic. Astfel presiunea diastolica poate fi evaluata din relatia (2.78) unde marimea constantei k este obtinuta din relatia (2.77) prin inregistrarea formelor undelor pletismografice.

2.3.1.4 Masurarea presiunii sangelui prin efect Doppler cu ultrasunete

Pentru a determina presiunea sistolica si diastolica, in masurarile indirecte de presiune cu manseta obturatoare, se pot folosi masurari prin efect Doppler cu ultrasunete, in locul observarii sunetelor Korotkoff. In acest scop au fost propuse doua metode. Prima implica detectarea miscarii peretelui arterial iar a doua detectarea vitezei sangelui arterial sub manseta obturatoare.



Fig. 2.26

In aceasta sectiune ne vom ocupa numai de prima metoda, iar cea de a doua va fi descrisa in Sect. 3.2.2. Principiul primei metode este aratat in Fig. 2.26. Cristalele transmitator si receptor sunt incorporate in manseta obturatoare, astfel incat poate fi captat semnalul reflectat de peretele arterial. Pe masura ce presiunea la manseta este redusa treptat, iar atunci cand presiunea intravasculara depaseste presiunea la manseta, segmentul arterial aflat sub manseta se deschide. Miscarea peretelui arterial la deschiderea si inchiderea segmentului poate fi detectata din deplasarea Doppler (modificarea frecventei) semnalului de ultarsunete receptionat.

In cele ce urmeaza, vom reaminti principiul efectului Doppler. Atunci cand un receptor se deplaseaza spre o sursa fixa de sunete (cu frecventa in domeniul 20 Hz  $\div$ 20 kHz) sau o sursa de ultrasunete (a caror semnale au frecventa mai mare de 20 kHz), frecventa sunetului receptionat este mai mare decat in cazul in care receptorul nu se deplaseaza. Daca receptorul se departeaza de o sursa fixa de sunete, frecventa semnalului receptionat este mai mica decat in cazul in care receptorul nu se misca. Rezultate similare se obtin atunci cand sursa este in miscare inspre receptor sau atunci cand se departeaza de acesta.



Fig. 2.27

Sa stabilim frecventele in cazul special in care sursa si receptorul se deplaseaza de-a lungul unei drepte care le uneste. Alegem un sistem de referinta fix in mediul pe care il strabat undele. Figura 2.27 cuprinde o sursa de sunete S in repaus fata de acest sistem de referinta si receptorul O care se deplaseaza spre sursa cu viteza  $v_0$ . Cercurile reprezinta fronturile de unda, distantate la o lungime de unda  $\lambda$ , ce strabat mediul. Daca receptorul este in repaus in mediul respectiv, el va primi vt/ $\lambda$  unde in timpul t, unde v este viteza in mediu; frecventa f a semnalului poate fi exprimata prin  $f = v/\lambda$ . Datorita miscarii sale spre sursa, totusi observatorul primeste in plus un numar de  $v_0 t/\lambda$  unde in acelasi interval de timp. Frecventa f<sub>1</sub>'cu care sunt receptate sunetele este data de numarul de lungimi de unda din unitatea de timp:

$$f_{1}' = \frac{vt/\lambda + v_{0}t/\lambda}{t} = \frac{v + v_{0}}{\lambda} = \frac{v + v_{0}}{v/f}$$
(2.79)

Deci, frecventa  $f'_1$  este data de:

$$f'_{1} = f \frac{v + v_{0}}{v} = f \left( 1 + \frac{v}{v_{0}} \right)$$
 (2.80)

Frecventa  $f'_1$  a semnalului receptionat este frecventa semnalului obisnuit f primit in repaus la care se adauga marimea  $f(v/v_0)$  care rezulta din miscarea observatorului.

Atunci cand observatorul se departeaza de sursa, apare o scadere a frecventei cu cantitatea  $f(v/v_0)$ , corespunzatoare undelor care nu ajung la acesta in unitatea de timp datorita indepartarii sale. Frecventa semnalului receptionat  $f'_2$ , este:

$$f'_{2} = f \frac{v - v_{0}}{v} = f \left( 1 - \frac{v}{v_{0}} \right)$$
 (2.81)

Prin urmare, relatia generala pentru frecventa semnalului receptionat atunci cand sursa este in repaus in raport cu mediul iar receptorul se deplaseaza in raport cu sursa este data de:

$$f'_{1,2} = f \frac{v \pm v_0}{v}$$
(2.82)

unde semnul plus corespunde miscarii receptorului spre sursa iar semnul minus corespunde indepartarii receptorului fata de sursa.

Atunci cand sursa se deplaseaza spre un receptor aflat in repaus, efectul este de micsorare a lungimii de unda (Fig. 2.28) pentru ca sursa vine din urma, iar undele se apropie unele de altele si crestele lor se aglomereaza. Daca frecventa sursei este f si viteza sa este  $v_s$ , atunci, in timpul fiecarei vibratii ea traverseaza o distanta  $v_s/f$  iar lungimea sa de unda este scurtata cu aceasta cantitate. Prin urmare, lungimea de unda a sunetului care ajunge la observator nu este  $\lambda = v/f$  ci  $\lambda' = v/f - v_s/f$ .



Fig. 2.28

Prin urmare frecventa semnalului primit de receptor  $f_1^{"}$  creste, fiind data de:

$$f_1'' = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{(v - v_s)/f} = f \frac{v}{v - v_s}$$
 (2.83)

Daca sursa se departeaza de receptor, lungimea de unda emisa este cu  $v_s/f$  mai mare decat  $\lambda$ , astfel incat receptorul primeste un semnal de frecventa mai mica  $f_2^{"}$ , si anume:

$$f_{2}'' = \frac{v}{(v + v_{s})/f} = f \frac{v}{v + v_{s}}$$
(2.84)

Ca urmare, relatia generala pentru frecventa semnalului receptionat in cazul in care receptorul este in repaus in raport cu mediul, si sursa se deplaseaza, este data de:

$$\mathbf{f}_{1,2}^{"} = \mathbf{f} \frac{\mathbf{v}}{\mathbf{v} + \mathbf{v}_{s}} \tag{2.85}$$

unde semnul minus corespunde miscarii sursei inspre observator iar semnul plus corespunde indepartarii sursei de receptor.

Daca atat sursa cat si receptorul se deplaseaza intr-un anumit mediu, receptorul sesiseaza un semnal de frecventa  $f_r$ :

$$f_r = f \frac{v \pm v_0}{v \mp v_s}$$
(2.86)

Exista patru posibilitati de alegere a semnelor in ecuatia (2.86). Atat pentru sursa cat si pentru receptor deplasandu-se "inspre" frecventa creste, iar pentru deplasarea oricareia dintre ele "dinspre" frecventa scade. Astfel, daca receptorul se deplaseaza spre sursa se alege semnul plus la numaratorul ecuatiei (2.86) care conduce la o crestere a frecventei. Similar, daca sursa se deplaseaza spre receptor, se alege semnul minus la numitorul ecuatiei (2.86) ceea ce conduce la o crestere a frecventei. Se observa ca ecuatia (2.86) se reduce la ecuatia (2.82) daca v<sub>s</sub> = 0 si respectiv la ecuatia (2.85) daca v<sub>o</sub> = 0.

Sa calculam deplasarea frecventelor Doppler pentru sistole si diastole, atunci cand se foloseste un semnal de ultrasunete cu frecventa f de 8 MHz. In Fig. 2.29 este prezentat un detaliu din Fig. 2.26, unde este pus in evidenta faptul ca ultrasunetele produse de cristalul 1 ajung la peretele arterei sub unghiul  $\theta$  (sursa fixa, receptor in miscare) si sunt reflectate sub unghiul  $\varphi$  catre al doilea cristal (sursa mobila, receptor fix).

In primul caz, frecventa semnalului care ajunge la peretele arterei este data de ecuatia (2.80), modificata astfel:

$$\mathbf{f}_{1}' = \mathbf{f} \, \frac{\mathbf{v} + \mathbf{v}_{1} \cos \theta}{\mathbf{v}} \tag{2.87}$$

unde  $v_1$  este viteza peretelui arterei. Pentru unda reflectata si receptionata de al doilea cristal, frecventa semnalului captat este data de ecuatia (2.83) adaptata dupa cum urmeaza:

$$f_{1}^{"} = f_{1}^{'} \frac{v}{v - v_{1} \cos \phi} = f \frac{v + v_{1} \cos \theta}{v - v_{1} \cos \phi}$$
(2.88)



Fig. 2.29

Deplasarea Doppler a frecventei  $\Delta f$  , se calculeaza din diferenta intre  $\,f_1^{"}\,$  si f:

$$\Delta f = f \frac{v + v_1 \cos \theta}{v - v_1 \cos \phi} - f \approx \frac{v_1 \cos \theta + v_1 \cos \phi}{v} f$$
(2.89)

unde am considerat  $v_1 \cos \phi \ll v$ . Intr-adevar, viteza ultrasunetelor in tesut este 1540 m/s, iar viteza de deplasare a tesutului pe durata sistolei este cuprinsa intre 20 mm/s si 50 mm/s, iar in timpul diastolei are valori intre 3 mm/s si 9,5 mm/s. De asmenea, in aceste conditii, se poate considera ca $\theta \approx \phi$ . Ca urmare, deplasarea Doppler a frecventei este data de:

$$\Delta f = \frac{2v_1 \cos \theta}{v} f \tag{2.90}$$

care pentru  $\theta \cong 0$  devine:

$$\Delta f = \frac{2v_1}{v}f \tag{2.91}$$

Deplasarea Doppler a frecventei la deschiderea arterei (sistola) este in domeniul de frecventa cuprins intre 200 si 500 Hz, iar la inchiderea arterei (diastola) este intre 30 si 100 Hz.

Presiunea mansetei pentru primul semnal la deschidere egaleaza presiunea sistolica. Pe masura ce presiunea mansetei este redusa, semnalul la inchidere se situeaza din ce in ce mai jos si in final se amesteca cu semnalul la deschidere de la urmatorul ciclu cardiac. In acest moment presiunea mansetei egaleaza presiunea diastolica.

Studii comparative au aratat ca presiunile sistolica si diastolica obtinute prin masurari Doppler ale miscarii peretelui arterial sunt in toate cazurile destul de apropiate de cele ale masurarilor directe. Cercetarile au aratat ca metoda Doppler poate fi folosita chiar si atunci cand pacientii sunt in stare de soc si sunetele Korotkoff nu sunt auzibile. Metoda Doppler cu ultrasunete are insa un neajuns, legat de faptul ca fascicolul de ultrasunete este relativ ingust si o usoara miscare a sondei poate provoca un esec in detectarea semnalului Doppler. Aceasta problema devine serioasa atunci cand metoda Doppler este folosita la monitorizarea continua a presiunii sangelui.