

Electronică medicală

Cap. 1. Elemente de electrofiziologie celulară și biosemnale	6
1.1. Noțiuni de măsurare și instrumentație	6
1.2. Sisteme biologice (biosisteme)	9
1.3. Semnale naturale	10
1.4. Semnalul bioelectric celular	13
1.4.1. <i>Structura și funcțiile membranei celulare</i>	14
1.5. Propagarea potențialului de acțiune (teoria undei monofazice)	19
Cap. 2. Măsură de protecție a pacientului în aparatura electromedicală	21
2.1. Efectele fiziologice ale curentului electric	21
2.2. Factori de risc în utilizarea aparaturii medicale	23
2.3. Metode de protejare a pacientului la electroșocuri	26
2.4. Standarde în protecția pacientului	31
Cap. 3 Captarea și prelucrarea semnalelor biomedicale	36
3.1. Clasificarea traductoarelor	36
3.1.1. Tipuri de traductoare	37
3.2. Electrozi utilizați la culegerea semnalelor bioelectrice	40
3.2.1. Tipuri de electrozi	44
3.2.2. Caracteristicile semnalelor și ale traductoarelor folosite în măsurarea parametrilor electrici	45
3.3. Amplificarea semnalelor bioelectrice	46
3.3.1. Interferențe electromagnetice asupra cablului de legătură	48
3.3.2. Amplificatoare de instrumentație monolitice	52
Cap. 4 Aparatura utilizată în investigarea și tratamentul sistemului cardiovascular	55
4.1 Activitatea electrică a inimii	55

4.1.1	Masurarea vectorului cardiac în plan frontal	57
4.1.2	Electrocardigrafia fetala	59
4.2	Electrograful (EKG)	60
4.2.1	Electrocardioscopul cu memorie	64
4.2.2	Vectorcardiografie (VCG)	67
4.2.3	Fonocardiografie	69
4.2.4	Prelucrari semiautomate ale semnalului ECG	74
4.2.5	Prelucrari automate ale ECG.	82
4.2.6	ECG de înalta rezolutie	83
4.2.7	Alte metode de analiza avansata a ECG	85
4.3	Masurarea presiunii sanguine	87
4.3.1	Masurarea indirecta a presiunii sanguine	87
4.3.2	Măsurarea presiunii sângelui cu sfigmomanometrul și stetoscopul	91
4.3.3	Stetoscopul	95
4.3.4	Masurarea automata	95
4.4	Masurarea debitului sanguin	100
4.4.1	Masurarea debitului cu metode electromagnetice	101
4.4.2	Masurarea indirecta a debitului	103
4.5	Terapie si monitorizare cardiaca	106
4.5.1	Defibrilatorul cardiac	106
5.2	Stimulatoare de ritm cardiac	108
4.6	Fonocardiografia	110
Cap 5.	Investigarea și terapia sistemului nervos și muscular	112
5.1	Electroencefalografie	112
5.1.1	Tehnici de înregistrare EEG	115
5.1.2	Prelucrarea semiautomată a EEG	116
5.1.3	Analizoare spectrale	120
5.1.4	Prelucrarea automată a EEG	124

5.1.5 Analiza neliniară a EEG	127
5.2 Electromiografie	132
5.3 Terapie electrică în neurologie și psihiatrie	135
Cap 6. Aparate pentru investigarea sistemului respirator	137
6.1 Explorari functionale respiratorii	137
6.2 Traductoare si aparate utilizate în explorari respiratorii	139
Cap 7. Aparate pentru electroterapie și electrochirurgie	145
7.1 Comportarea organismului la curent continuu, frecvențe joase și medii. Electroterapie	145
7.2 Diagnostic și terapie prin acupunctură	151
7.3 Electrochirurgia	153
Cap 8 Aparate pentru monitorizare și pentru laborator clinic	156
8.1 Determinarea transcutanata a presiunii oxigenului	156
8.2 Monitor de respiratie	157
8.3 Monitor de pat asistat de microprocesor	159
8.4 Hemoglobinometrul electronic	161
8.5 Aparat pentru determinarea glicemiei	163
8.6 Alte aparate biomedicale de laborator	165
Cap 9 Elemente de biorezonanta	174
9.1 Functiile aparatului de biorezonantă	176
Cap 10 Utilizarea radiatiei laser in investigatie si terapie	179
10.1 Principiul funcționării laserului	179
10.2 Proprietatile radiatiei laser	184
10.3 Măsurile de securitate	185
10.4 Fibre optice	186
10.5 Aplicațiile radiatiei laser	189
10.5.1 Efectul termic	189
10.5.2 Efectele fotomecanice	193
10.5.3 Efecte fotochimice	195
10.5.4 Tehnici de diagnosticare cu laser	197

10.6 Alte dispozitive specializate	198
10.6.1 Manipulatoare optomecanice	198
10.6.2. Adaptoare de microscop și micromanipulatoare	200
10.7 Aplicațiile laserilor în specialitățile medicale	202
10.7.1 Aplicații în oftalmologie	202
10.7.2 Aplicații în neurochirurgie	204
10.7.3 Aplicații în dermatologie	204
10.7.4. Aplicații în cardiologie	205
10.7.5 Aplicații în stomatologie	207
10.7.6 Aplicații în ortopedie	207
Cap.11 Utilizarea ultrasunetelor în investigație și tratament	209
11.1 Principiile fizice ale explorării cu ultrasunete.	
Traductoare ultrasonore	209
11.2 Sisteme de explorare cu ultrasunete	217
11.2.1 MODUL A.	217
11.2.2 MODUL M.	219
11.2.3 MODUL B	220
11.3 Ecografia	227
11.3.1 Ecoencefalografie	231
11.4 Tehnici de măsurare cu ultrasunete	232
11.4.1 Măsurarea vitezei de curgere a fluidelor în organism	232
11.4.2 Măsurarea ultrasonică a presiunii sanguine	237
11.4.3 Măsurarea neinvazivă a diametrelor arteriale	239
11.5 Terapie cu ultrasunete	241
Cap.12 Tehnici de investigație prin tomografie computerizată	243
12.1 Tomografia Roentgen computerizată	246
12.2 Tomografia computerizată cu ultrasunete	249
12.3 Tomografia computerizată cu rezonanță magnetică nucleară	250
12.3.1 Principiul obținerii imaginilor prin RMN	250

12.3.2 Schema bloc a unui tomograf cu RMN	261
12.3.3 Metode de reconstructie a imaginii	264
12.3.4 Tomografia computerizata cu emisie de pozitroni (PET)	274
Bibliografie	289

Electronică medicală

Cap. 1. Elemente de electrofiziologie celulară și biosemnale

În secolul XVI, Galvani observă existența unor biocurenți în mușchiul aflat în stare de activitate iar în secolul XIX Dubois-Reymond sesizează lipsa diferențelor de potențial pe suprafața mușchiului aflat în repaus. Diferența de potențial care apare atât la suprafața cât și în interiorul mușchiului aflat în stare de activitate o numește “curent de leziune”.

Cu ajutorul microelectrozilor de sticlă, pirex sau electrozii punctiformi (realizați de Graham și Gerard, Corabeuf și Weidman) s-au putut studia biocurenții la celulele izolate.

Corabeuf inhibând permeabilitatea membranei celulare în mod selectiv pentru diverși electroliți a pus în evidență migrarea și consecințele electrice ale migrării acestora putându-se astfel face legătura dintre fenomenele electrice celulare și substratul lor biochimic.

1.2. Noțiuni de măsurare și instrumentație

Lordul Kelvin considera măsurarea ca o succesiune de operații ce constau în stabilirea unei relații bijective între un fenomen și un ansamblu de numere, acest lucru îndemnându-ne spre o cunoaștere a fenomenelor de măsurat.

În orice proces de măsurare intervin cel puțin trei elemente:

- A. obiectul supus măsurării
- B. metoda de măsurare
- C. instrumentația

A. Mărimile se pot clasifica după tipul relațiilor care pot fi definite pe mulțimea fenomenelor cărora le sunt asociate în:

- mărimi măsurabile
- mărimi reperabile

- indicatori

Mărimile măsurabile se caracterizează prin:

- a) o relație de echivalență (relație binară care satisface axiomele de reflexivitate, simetrie, tranzitivitate) și o relație de ordine totală ($>$; $=$; $<$);
- b) o operație internă (asociativă și comutativă - adunarea) și o relație externă (înmulțirea printr-un scalar).

Masa, lungimile, unghiurile, capacitatea unui condensator sunt mărimi măsurabile aditive iar concentrația este mărime măsurabilă neaditivă prin juxtapunere.

Mărimile reperabile nu prezintă proprietățile mărimilor măsurabile deci nu pot fi definite adunarea algebrică sau înmulțirea cu un scalar. Pentru aceste mărimi se definește o scară de reperaj cum ar fi scara Richter pentru intensitatea cutremurelor sau scara Mohr pentru durități.

Indicatorii sunt mărimi la care se încearcă să se asocieze o valoare fără a se putea defini relații de echivalență și de ordine totală. Exemple: durerea, bucuria, moralul, riscul unei îmbolnăviri.

B. Metoda de măsurare permite cuantificarea unei mărimi și poate fi:

a) – metoda directă – când se face compararea nemijlocită cu o mărime de referință de aceeași speță și presupune utilizarea unor etaloane.

b) – metoda indirectă este atunci când există unul sau mai multe moduri de interacțiune ale unor mărimi cu altele, în vederea cuantificării. De exemplu pentru a măsura temperatura se poate utiliza fie:

- modificarea rezistenței electrice a unei componente (termistor)
- fenomenul de dilatare a unei substanțe
- radiația în infraroșu, etc.

Prin metoda indirectă precizia măsurărilor este mai scăzută ca în cazul măsurării directe.

În domeniul medical, măsurările sunt de obicei indirecte, simultane și redundante. În această situație un accent important îl reprezintă prelucrarea semnalelor și interpretarea rezultatelor.

Simultaneitatea măsurărilor se impune pentru a putea face diverse corelații. De exemplu corelația dintre înregistrarea electrocardiografei (ECG) simultan cu măsurarea presiunii arteriale.

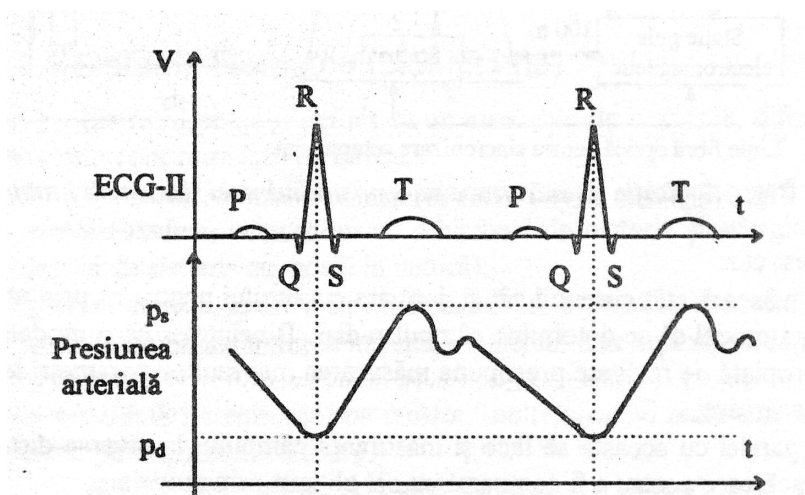


Fig.1.1 Măsurări simultane

Redundanța permite obținerea mai multor informații. Astfel pentru ECG (informații despre inimă), pentru reconstituirea vectorului cardiac dintr-un plan, se determină proiecția acestuia pe trei direcții în loc de două, cât ar fi suficient. Cele trei derivații ce se obțin permit evidențierea evenimentelor după o anumită direcție putându-se face și o verificare. Dacă între derivații este indeplinita relația

$$I + III = II$$

înseamnă că toate derivațiile sunt înregistrate corespunzător.

C. Instrumentația – reprezintă totalitatea mijloacelor fizice (etaloane, traductoare, aparate de măsură, etc.) necesare pentru a efectua măsurarea.

Progrese deosebite s-au obținut în cadrul instrumentației aceasta presupunând tehnologii deosebite cât și un nivel teoretic superior.

1.2. Sisteme biologice (biosisteme)

Sistemul se definește ca fiind un ansamblu de elemente, diferite sau nu, unite prin conexiuni formând un întreg. (ex.: inima, organele interne, întreg corpul)

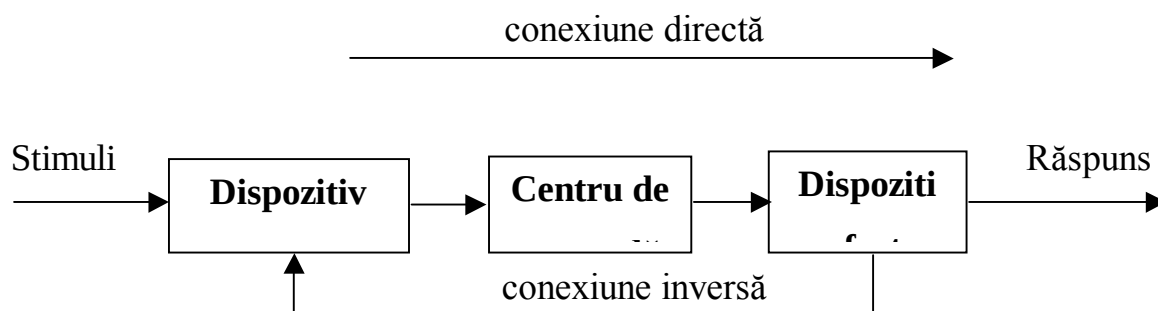
Sistemele în relațiile cu mediul pot fi:

- a) – sisteme izolate când nu există schimbări de energie și materie cu mediul (astfel de sisteme nu există în natură)
- b) – sisteme închise, care au doar schimburi energetice cu mediul.
- c) – sisteme deschise, acestea au atât schimburi energetice cât și de materie cu mediul.

De multe ori sistemele reale sunt analizate considerând ipoteza simplificatoare că ele sunt sisteme izolate.

Sistemele biologice se caracterizează prin:

- caracterul dinamic (biosistemele fac permanent schimb de energie și materie cu mediul ele fiind sisteme deschise).
- caracterul informațional. Biosistemele recepționează, prelucrează și transmit informație
- caracterul organizat structural-funcțional. Astfel biosistemele deși sunt foarte complexe ele se caracterizează printr-o mare stabilitate. Această stabilitate este dată de numărul mare de conexiuni inverse în procesul de autoreglare.



Exemplu. Dacă atingem cu mâna un obiect fierbinte, stimulul (temperatura) acționează asupra dispozitivului de recepție (senzorii de la nivelul pielii) care transmit informația centrului de comandă (creierul, care comandă dispozitivul efector mușchiul mâinii determinând retragerea mâinii).

Datorită acestui sistem parametri fiziologici ca: temperatura corpului, presiunea sângelui etc. pot fi controlate.

- caracterul pragmatic. Sistemul se află într-o continuă schimbare, reorganizarea făcându-se după anumite programe prestabilite de evoluție.

- integralitatea. Un biosistem poate să prezinte niște caracteristici pe care nici una din părțile lui componente nu le are.

- eterogenitatea. Nici un sistem biologic nu este omogen și deci măsurările punctuale într-un mediu viu nu pot fi extrapolate deoarece pot da naștere la erori. Ca să scadă eroarea de măsurare se utilizează un număr mare de traductoare.

1.3. Semnale naturale

Termenul de „semnal” adică semn are un caracter informațional.

Semnalul reprezintă un proces fizic (fenomen) considerat ca purtător de informație sau nu.

Zgomotul este un semnal de natură aleatoare care de regulă nu prezintă informații intenționate.

De exemplu radiațiile cu frecvență mai mică de 20 kHz generate de descărcările atmosferice și care se deplasează prin ghidul Pământ-Ionosferă atâta timp cât pot fi detectate și măsurate ele sunt semnale. Dacă intensitatea acestor radiații scade și nu mai pot fi detectate atunci ele intră în categoria zgomotelor. Zgomotul mai poate fi definit ca ceea ce „ne deranjează”, „ne perturbă” în activitatea de măsurare.

Există două mari categorii de semnale:

- a) semnale analogice care sunt descrise de funcții continue $s(t)$, funcții care le caracterizează în timp, informația fiind reprezentată de valoarea instantanee (amplitudinea) mărimii fizice respective.

- b) semnalele discrete sunt descrise de către o secvență $s(m)$ ce le caracterizează în anumite momente de timp

$$s(m) = \{s(t_1), s(t_2), \dots, s(t_n)\}$$

Informația în acest caz este dată de succesiunea impulsurilor pe baza unui cod.

De regulă semnalele naturale sunt de natură analogică.

În cazul electrocardiogramei – ECG (forma de undă specifică activității electrice a inimii) informația este conținută mai ales în forma de undă și analiza de regulă se face în domeniul timp.

În cazul electroencefalogramei – EEG (activitatea electrică a creierului) analiza se face și în domeniul frecvență.

De dorit este ca analiza să se poată face în timp real pentru a se putea interveni prin stimulare, corecție, protecție chiar pe parcursul desfășurării evenimentului supravegheat.

După natura lor semnalele pot fi:

- 1) artificiale când sunt produse de diferite sisteme tehnice
- 2) naturale când:
 - a) sunt produse de sistemele biologice ele fiind cunoscute în acest caz și ca semnale biologice. Deci aceste semnale sunt produse de sistemele vii.
 - b) sunt generate de diversele fenomene din natură (descărcări atmosferice, radiația în infraroșu a corpurilor etc.)

Semnalele biomedicale se pot clasifica după:

- a) Natura lor fizică (tipul de energie ce reprezintă suportul informației). Prezintă importanță pentru procesul de prelucrare a informației.
- b) Caracteristicile semnalului (utile pentru prelucrarea semnalului).
- c) Aplicația biomedicală – semnalul prelevat este utilizat în tratamentul care se face pacientului.

O clasificare a semnalelor în funcție de caracteristicile lor este prezentată în figura următoare.

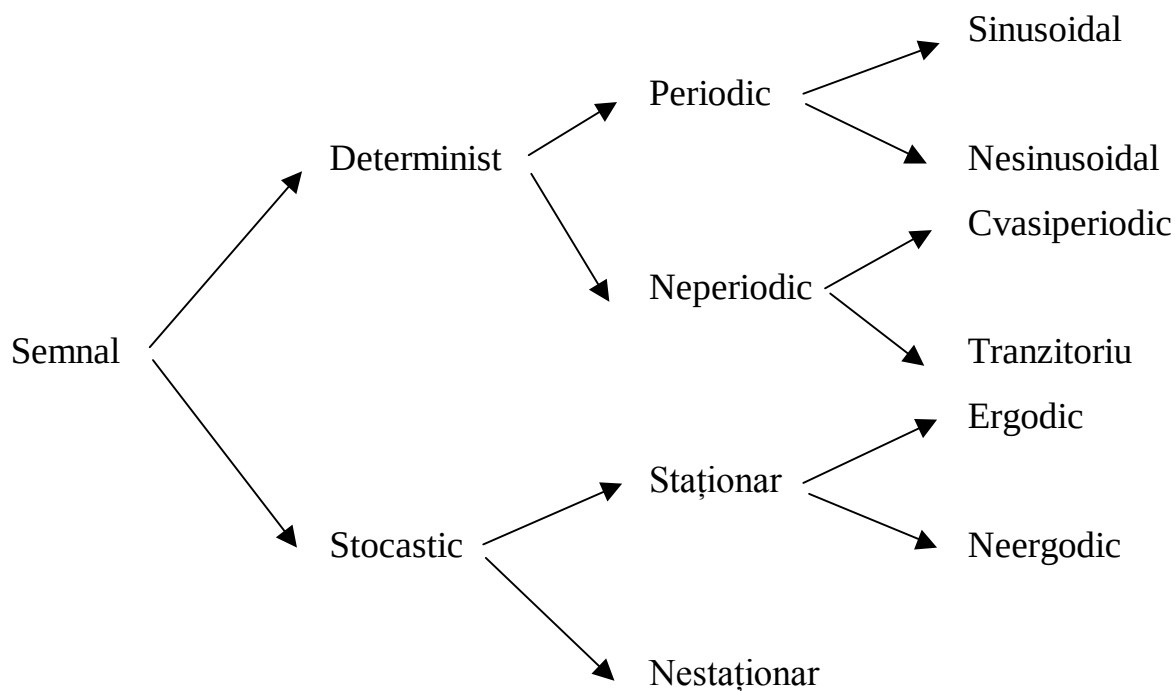


Fig. 1.2 Clasificarea semnalelor funcție de caracteristici.

Semnalele deterministe sunt semnale ce pot fi descrise cu ajutorul funcțiilor matematice sau grafic.

Ex.: Semnalul ECG poate fi considerat ca fiind cvasiperiodic întrucât intervalul dintre diversele unde și amplitudinile lor diferă puțin de la un ciclu cardiac la altul.

Semnalele stocastice sunt mai complexe, ele reprezintă o infinitate de colecții, dintr-un ansamblu de funcții eșantion. Întrucât eșantioanele diferă între ele, prezintă importanță determinarea valorii unui eșantion numai dacă se dă probabilitatea de apariție a valorii respective.

Semnalul EEG din timpul somnului este stocastic nestaționar prezentând și unele segmente ce pot fi considerate staționare.

Semnalul ECG în condiții normale este cvasiperiodic iar în momentul unei defibrilații ventriculare devine stocastic.

Semnalul EEG în condiții normale este stocastic nestaționar și poate deveni cvasiperiodic în cazul unei epilepsii.

1.4. Semnalul bioelectric celular

Celula este forma fundamentală a materiei vii excepție făcând virusii. Deși celulele au forme și funcții diferite ele prezintă la nivel microscopic același plan de organizare fiind formate din membrană, nucleu și citoplasmă.

În figura 1.3a se prezintă structura tipică a celulei iar în figura 1.3b celula nervoasă (neuronul).

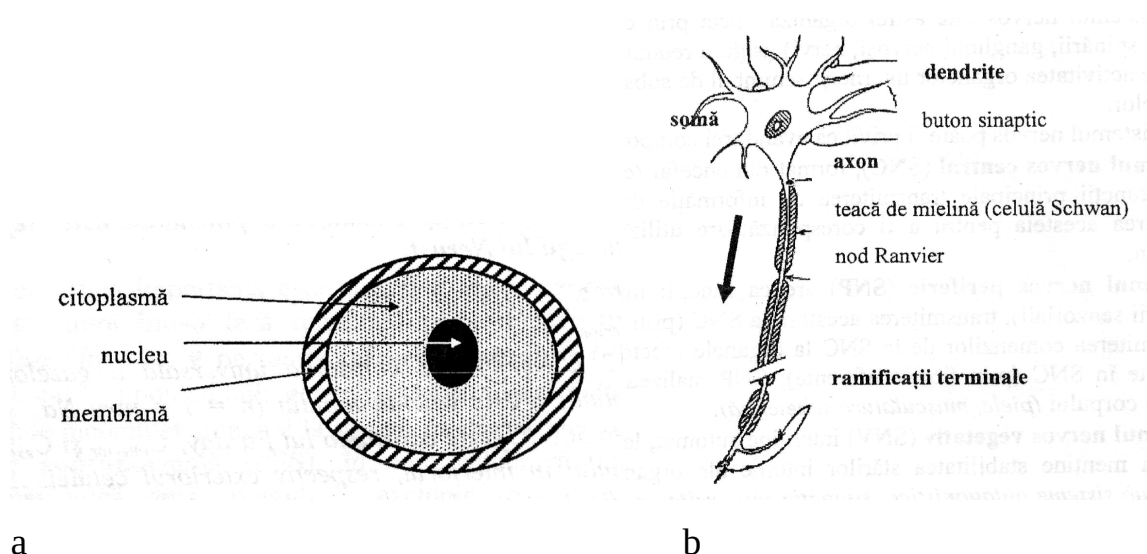


Figura 1.3 a, b Structura celulei

Membrana reprezintă învelișul celular și este formată din două straturi de lipide în care sunt cufundate proteine ce îndeplinesc și funcția de canal ionic adică permite circulația substanțelor în ambele sensuri dar în mod selectiv.

Nucleul este un rezultat al evoluției protoplasmei și conține codul genetic al celulei reproductibile.

Citoplasma se află între nucleu și membrană și este utilizată în reacțiile chimice ce mențin funcționarea celulei.

Caracteristicile celulelor sunt: organizare, iritabilitate, metabolism, nutriție, respirație și uneori reproducere.

1.4.1. Structura și funcțiile membranei celulare

Membrana prin intermediul stratului de proteine (aflat între cele două straturi de lipide) permite schimburi de ioni între interiorul și exteriorul ei.

Membrana prezintă caracteristici selective față de ioni și astfel pot să apară concentrații diferite de ioni de o parte și de cealaltă a membranei și astfel apare o diferență de potențial între interiorul celulei și exteriorul ei.

Cu ajutorul relației lui Nernst se poate calcula valoarea potențialului electrochimic al ionilor

$$U = \frac{RT}{nF} \ln \frac{C^{\text{ext}}}{C^{\text{int}}} \quad (1.1)$$

unde: $R = 8312 \text{ [J/Kmol]}$ - constanta universală a gazelor $[\text{Ws/}^\circ\text{K}]$

T = temperatura absolută ($T \cong 310^\circ\text{K}$)

$F = 96493 \text{ [C]}$ - este constanta lui Faraday

n = reprezintă valența ionului ($n=1$ pentru Na^+ și $n= -1$ pentru K^+)

C^{ext} și C^{int} – reprezintă concentrațiile ionilor din exteriorul și în interiorul celulei.

Dacă în relația (1.1) se înlocuiesc constantele R , F și T cu valorile lor numerice și se trece la logaritm în baza zece se obține :

$$U = \frac{61,6}{n} \lg \frac{C^{\text{ext}}}{C^{\text{int}}} \quad [\text{mV}]$$

Potențialele electrice de echilibru electrochimic al principalilor ioni din citoplasma unei celule sunt:

$$V_{\text{K}^+} = 61,6 \lg \frac{1}{30} \quad [\text{mV}] \cong -91 \text{ mV}$$

$$V_{\text{Na}^+} = 61,6 \lg \frac{10}{1} \quad [\text{mV}] \cong +61,6 \text{ mV}$$

S-a considerat că concentrația ionilor de K^+ din citoplasmă este de 30 de ori mai mare ca cea din exteriorul membranei iar în cazul ionilor de Na^+ este de la 1 la 10.

Concentrațiile ionilor în sectoarele intra- și extracelulare este prezentată în tabelul 1.1.

Concentrația ionilor în sectoarele intra- și extracelulare							
Mediul celular				Mediul extracelular			
Cationi	(mEq)	Anioni	(mEq)	Cationi	(mEq)	Anioni	(mEq)
Na ⁺	12	Proteine	155	Na ⁺	144	Proteine	18
K ⁺	152	Cl ⁻	4	K ⁺	5	Cl ⁻	101
Mg ²⁺	3	HCO ₃ ⁻	8	Mg ²⁺	1	HCO ₃ ⁻	27
	168		167		154		154
Total = 334 mEq				Total = 308 mEq			

Tabelul 1.1. Concentrațiile ionilor

Unde, mEq înseamnă miliechivalent gram .De exemplu pentru cationii de Na⁺ rezulta ca la 1 gr corespund in mediul extracelular $144 \cdot 10^{-3}$ cationi de Na⁺

O anumită distribuție electrolytică în mediul intra- extracelular, guvernată de aport, metabolism și eliminare determină neutralitatea electrică. Astfel numărul anionilor și alcationilor este același atât în mediul celular cât și extracelular. Concentratia ionica diferita intre cele doua compartimente 334mEq in celula si 308 mEq in spatiul extra celular, genereaza un gradient de concentratie intra-extracelular. Mai mult inca, exista gradient de concentratie intra-extracelulare pentru fiecare electrolit in parte, in virtuteacarora apare tendinta de migrare a acestora de la concentratii mai mari catre concentratii mai mici. Migrarea se face cu ruperea cuplurilor electrice, fenomen ce genereaza fluxuri sau curenti electrici care anuleaza starea de neutralitate.

În figura 1.4 se prezintă un circuit electric echivalent pentru procesul selectiv de transfer al ionilor prin membrană. Acest circuit prezintă rezistențe de valori diferite pentru căile de curent corespunzătoare fiecărui tip de ioni.

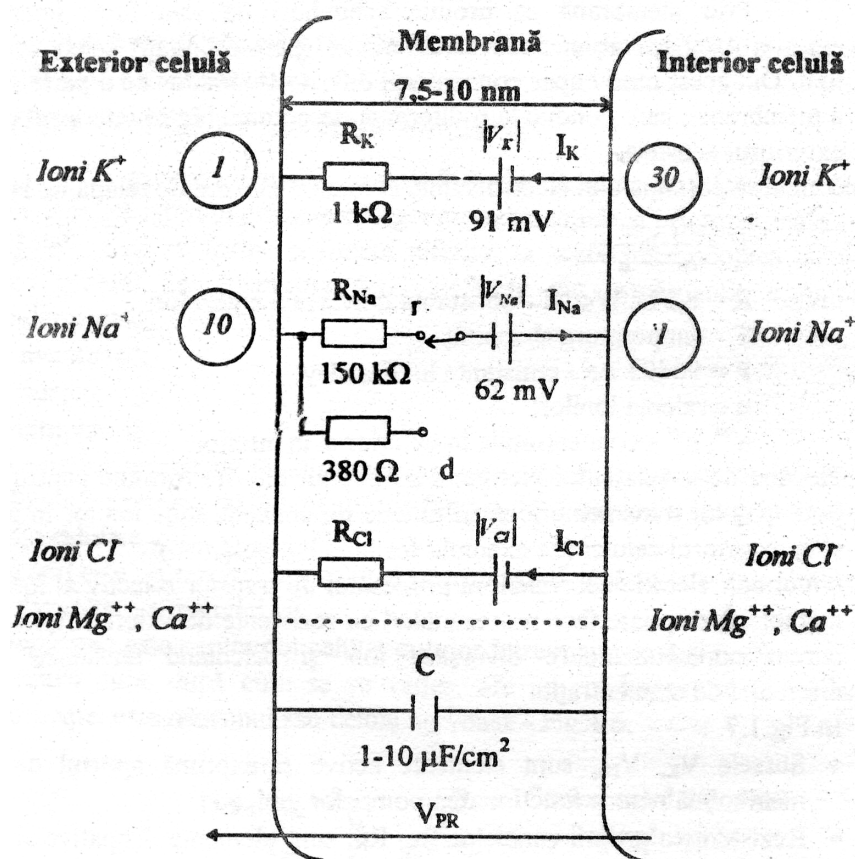


Fig.1.4. Circuitul electric echivalent al celulei

În circuitul electric echivalent au fost reprezentate sursele de tensiune aferente ionilor de K^+ , Na^+ , ... cu polaritățile corespunzătoare funcție de concentrațiile acestor ioni din interiorul și respectiv exteriorul celulei.

Rezistențele echivalente R_K , R_{Na} , R_{Cl} ... au valori diferite funcție atât de selectivitatea celulei cât și de faptul dacă celula este la repaus sau este stimulată.

Astfel pentru ionii de Na^+ rezistența electrică echivalentă pentru starea de repaus este de $150\text{ k}\Omega$ iar dacă celula este la depolarizare R_{Na}^+ scade la 380Ω . Celula se află în stare staționară când curentul total prin membrană este nul ($I_K + I_{Na} + I_{Cl} + \dots = 0$.)

Sub aspect electric celula prezintă trei stări:

- starea de polarizare care corespunde repausului celular și se caracterizează prin repartitia sarcinilor pozitive pe suprafața celulei și a sarcinilor negative în interiorul ei (fig. 1.5).

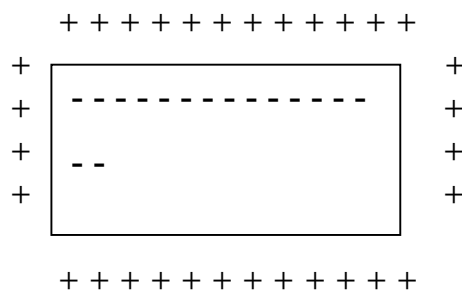


Fig. 1.5 Repartiția sarcinilor pe membrana celulară.

Polaritatea diferită pe cele două fețe ale membranei se datorează:

- gradientului de concentrație existent între fiecare fel de ion aflat în interiorul sau exteriorul celulei. Datorită acestui gradient proteinele și potasiul tind să părăsească celula iar sodiul să intre în celulă. Întrucât moleculele de proteine au dimensiuni mari ele nu pot să părăsească celula și astfel ele rămân dispuse pe suprafața internă a membranei și fiind încărcate negativ determină electronegativitatea din interior.

- scoaterea sodiului și a calciului din celulă (cu ajutorul pompelor active) și intrarea unei cantități mici de potasiu determină de asemenea creșterea electronegativității din interior.

b) starea de depolarizare celulară (potențialul de acțiune corespunde situației când celulei aflate în repaus i se aplică un stimul. Sub acțiunea stimulului ionul de sodiu invadează rapid celula având din punct de vedere electric o creștere a “conductanței”. Acest lucru se întâmplă întrucât nici un alt electrolit nu mai are acces în celulă în momentul inițial al aplicării stimulului (a activării celulei).

Creșterea rapidă a concentrației de sodiu intracelular determină modificarea potențialului de repaus de la -90 mV (nivel numit “critic” sau “nivel de prag”), la -60 mV, ajungând apoi la zero și apoi la $+30$ mV.

Atât nivelul potențialului cât și viteza de depolarizare sunt dependente de cantitatea de sodiu ce pătrunde în celulă.

Ca rezultat al acestui proces este obținerea schimbării polarității potențialului membranal (overshoot).

c) – starea de repolarizare celulară corespunde refacerii distribuției ionice și a potențialului electric de repaus.

Ea conține trei faze:

1. Repolarizarea rapidă corespunde momentului de încetare a stimulului și se caracterizează printr-o inactivare rapidă a canalelor sodice rapide și deschiderea canalelor lente ce permit intrarea de clor și calciu.

În această fază potențialul scade de la valoarea de acțiune (+30 mV) la zero.

2. Repolarizarea lentă corespunde desfășurării simultane atât a procesului de repolarizare incipient cu cel de depolarizare finală. În această fază calciul continuă să intre în celulă, diminuarea importantă a intrării sodiului și ieșirea moderată a potasiului din celulă. Este faza în care se obține un echilibru între curentul de intrare depolarizant (calciu) și curentul de ieșire repolarizant (potasiu). Curba potențialului de acțiune corespunzător acestei faze prezintă aspectul de platou.

3. Repolarizarea terminală – corespunde cu finalizarea procesului de repolarizare. Electrolytic în această fază avem un curent potasic dominant prin canalele potasice reactivate iar potențialul revine la valoarea de repaus.

În fig.1.6 se reprezintă forma tipică a potențialului de acțiune.

PP – potențial de prag

PR – potențial de repaus

PRA – perioadă refractară absolută

PRR – perioadă refractară relativă

PES – perioadă de excitabilitate supranormală

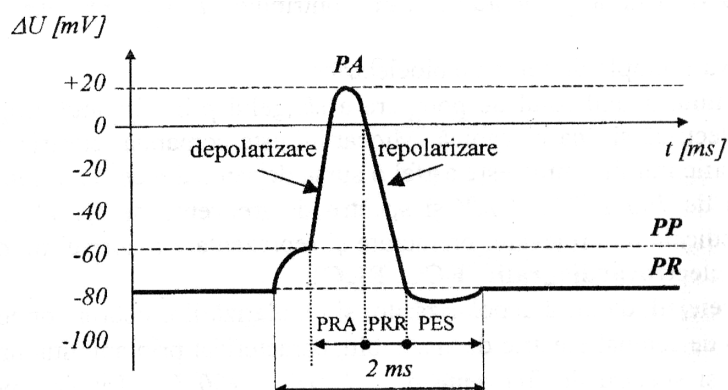


Fig. 1.6. Forma tipică a potențialului de acțiune PA

Desfășurarea potențialului de acțiune situează celula (din punct de vedere al excitabilității) în trei stări diferite.

a) perioada refractară absolută PRA corespunde depolarizării. În această perioadă celula nu răspunde la nici un stimul. În această perioadă un număr suficient de mare de canale trec din repaus în starea de activare.

b) perioada refractară relativă PRR corespunde situației în care avem deja un număr suficient de canale în repaus, care nu conduc dar care sub acțiunea unui stimul normal pot fi activate. Această condiție se realizează în perioada repolarizării terminale când curba potențialului ajunge la -60 mV.

c) perioada de excitabilitate supranormală PES: se caracterizează prin faptul că celula răspunde la stimuli de intensitate mai mică decât pragul de excitație. Această perioadă se situează la sfârșitul și începutul diastolei electrice (la celula miocardică). În această perioadă și un stimul slab poate declanșa un potențial de acțiune.

1.5. Propagarea potențialului de acțiune (teoria undei monofazice)

Din înregistrarea fenomenelor electrice în cursul polarizării, depolarizării și repolarizării celulare, rezultă o curbă care se desfășoară într-un singur sens, numit curbă monofazică. Dacă se înregistrează simultan fenomenele electrice care apar la ambele extremități ale celulei activate se obțin două unde monofazice identice dar decalate în timp, procesul de activare și recuperare ajungând cu întârziere la capătul distal al celulei.

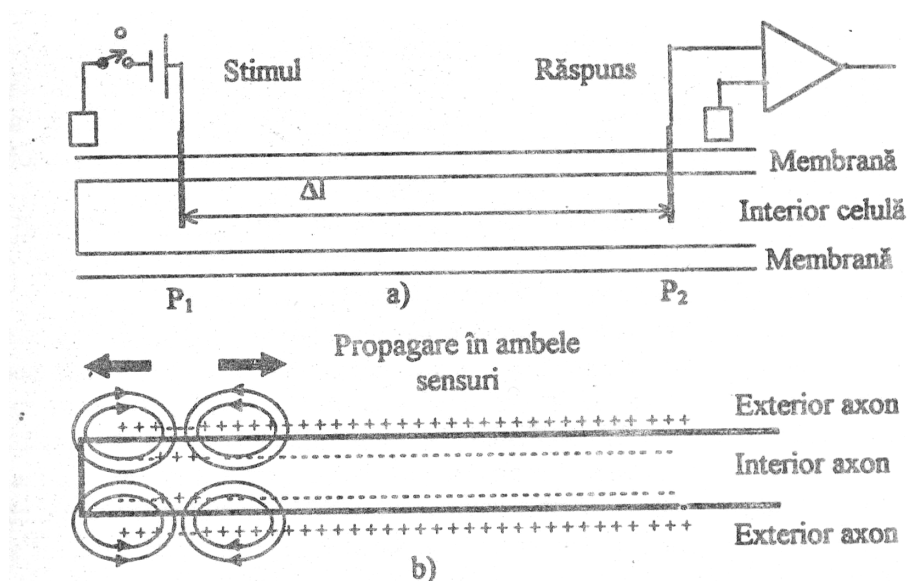


Fig. 1.7 Propagarea potențialului de acțiune

În fig. 1.7 se prezintă propagarea potențialului de acțiune, potențial care se aplică în punctul P_1 la momentul de timp $t=0$. Celula stimulată în P_1 se va depolariza în acel punct. Ca urmare apar curenți locali care circulă în exteriorul celulei de la regiunile polarizate inactive către regiunile adiacente active (fig. 7b). Curenții locali reduc tensiunea în zona inactivă producând în final depolarizarea. După un timp Δt potențialul de acțiune declanșat în pct. P_1 este recepționat în pct. P_2 . Viteza de conducere a impulsului este $v = \frac{\Delta l}{\Delta t}$

Obs. În cazul celulelor nervoase care prezintă o teacă de mielină izolatoare întreruptă cam la 2 mm de locuri de contact libere curenții locali nu se închid prin membrană pe toată suprafața acesteia, ci va avea loc un proces de conducție săltătorie viteza crescând de cca. 20 de ori.

Dacă considerăm că stimulul se aplică în capătul A al celulei prin depolarizare acesta devine negativ în timp ce celălalt capăt al celulei B rămâne pozitiv.

Apare o diferență de potențial între cele două capete ale celulei. Când toată celula este depolarizată diferența de potențial între cele două capete A și B devine nulă. Repolarizarea începe din punctul A și se extinde către capătul B, în acest caz capătul A este pozitiv iar B este negativ.

Cap. 2. Măsuri de protecție a pacientului în aparatura electromedicală

Aparatura electronică medicală utilizată în diagnostic și tratament ridică multe probleme legate de securitatea pacientului sau a personalului medical. Din acest motiv se impune o bună cunoaștere a efectelor curenților electrici asupra organismului uman.

2.1. Efectele fiziologice ale curentului electric

Întrucât organismul uman conține aproximativ 70% apă acesta este un conductor de tip electrolitic.

Fiecare țesut are o conductivitate proprie ea crescând în următoarea ordine: os; cartilagiu-nerv-tendon, glande, plămân-splină-epicard-miocard-creier-mușchi-rinichi-ficat. Conductivitatea depinde și de intensitatea curentului (densitatea curentului) care parcurge aceste țesuturi.

Efectele fiziologice ale curentului electric asupra corpului uman mai depind și de vârsta și starea de sănătate a pacientului, de forma, durata, frecvența, intensitatea și modul de aplicare a curentului.

Curentul continuu prezintă un efect galvanic (prin transferul de ioni în organism). El mai poate genera stimulare în momentele de conectare și deconectare.

Curentul alternativ poate produce stimulare, efectul stimulator depinzând de frecvența, intensitatea și durata de aplicare a curentului.

Efectele cele mai puternice asupra corpului uman le produce curentul cu frecvența de aproximativ 50 Hz.

În fig. 2.1. este reprezentată influența curentului în funcție de frecvența sa.

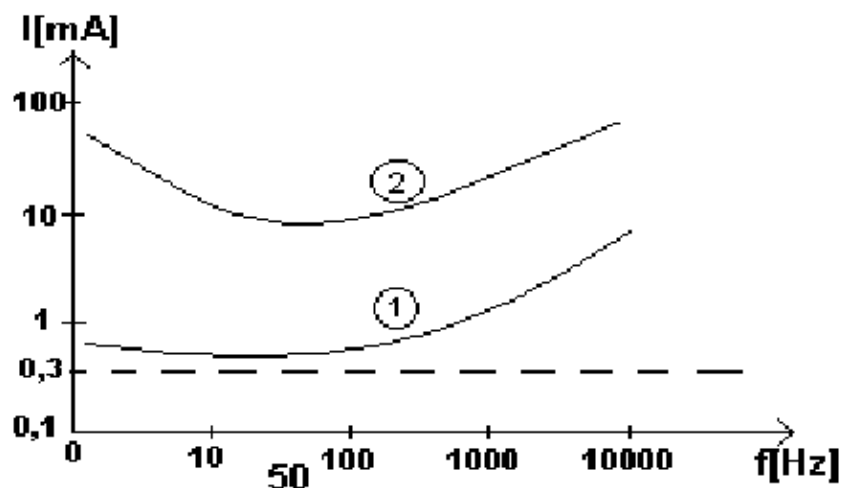


Fig. 2.1. Efectele curentului alternativ. (1) pragul de senzație, (2) limita de curent maxim (pragul contracției persistente)

Dacă se aplică un curent cu frecvența de 50 Hz între cele două brațe timp de 1s, funcție de intensitatea acestuia avem următoarele stări:

- ◆ 1 mA – pragul senzației
- ◆ 5 mA – pragul acceptat ca intensitatea de curent maximă, ce nu afectează corpul uman
- ◆ 10 mA ÷ 20 mA – pragul contracției maxime
- ◆ 50 mA – durere, leșin posibil, vătămarea mecanică (activitatea cardiacă și respiratorie continuă)
- ◆ 100 mA ÷ 300 mA – fibrilație ventriculară (respirația continuă)
- ◆ 6 A – paralizie respiratorie temporară, contracție miocardică persistentă, arsuri dacă densitatea de curent este mare

Se consideră pragul de siguranță absolută valoarea de 300 μ A. În cazul în care pacientul prezintă un electrod endocardiac conectat la circuite electrice exterioare, atunci curentul maxim care poate să străbată corpul pacientului prin acest electrod și un altul de masă este de maximum 10 μ A.

Curentul electric prezintă trei mari efecte asupra organismului uman și anume:

a) electroliza: are loc atunci când un curent continuu străbate un mediu conductor ce conține ioni liberi. Conform standardelor internaționale curent

continuu se consideră curentul a căruia frecvență este mai mică de 0,1 Hz. O frecvență mai mare face ca efectul ionilor ce se deplasează într-un sens pe durata alternanței pozitive să fie egal cu cel dat de ionii ce se deplasează în sens invers pe durata alternanței negative.

Un curent continuu de 100 μ A care se închide prin 2 electrozi dispuși pe piele timp de câteva minute poate duce la apariția unor mici ulcerații sub electrozi.

Standardele limitează valoarea curentului continuu la 10 μ A.

b) stimularea nervilor se obține cu ajutorul unor curenți alternativi mai mari de 1 mA. Dacă stimulăm nervi senzitivi se obține o senzație de durere, dacă stimulăm nervi motori se obține o contracție musculară. Efectul de stimulare al nervilor este obținut până la frecvența de 1 kHz. Dacă frecvența crește peste această valoare efectul de stimulare scade.

Standardul limitează curentul prin inimă în condiții normale de operare a aparatului la 10 μ A, iar în condiții de prim defect la 50 μ A.

c) efectul de încălzire poate fi local sau în întreg corpul. Curenți cu frecvențe cuprinse între 400 kHz și 30 MHz sunt utilizați în diatermia chirurgicală fie pentru tăiere fie pentru coagulare. Efectele locale de încălzire depind pe de o parte de țesut, de timpul de aplicare a încălzirii, de suprafața de contact și de debitul de sânge cât și tipul sursei ce asigură încălzirea locală (ex.: generator cu microunde).

2.2. Factori de risc în utilizarea aparaturii medicale

Datorită faptului că un pacient care este monitorizat poate să intre în contact și cu alte aparate alimentate de la rețeaua electrică există riscul ca prin acesta să se închidă un curent capacitiv care poate acționa într-un mod nebenefic asupra lui.

În fig. 2.2. se prezintă situația în care pacientul monitorizat în vederea supravegherii tensiunii sanguine intră în contact cu șasiul unui televizor.

Prin atingerea șasiului televizorului prin pacient se va închide un curent capacitiv către nulul de împământare al prizei monitorului de presiune.

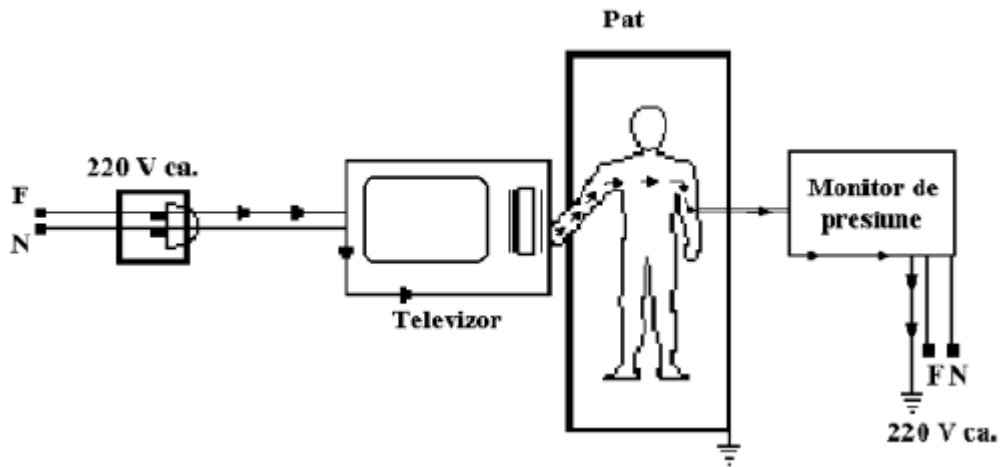


Fig. 2.2. Circulația curentului capacitiv

Impedanța de scurgeri a televizorului Z_s este de cca. 100 k Ω și este mult mai mică ca cea a monitorului. Întrucât pacientul este în contact direct cu cateterul impedanța acestuia Z_p este mult mai mică cca. 5 k Ω . Impedanța cateterului Z_c este de aproximativ 1 k Ω . În aceste condiții curentul total de scurgeri este

$$I_{\text{scurgere}} = \frac{U_s}{Z_s + Z_p + Z_c} = \frac{220}{(100 + 5 + 1) \cdot 10^3} \cong 2 \text{ mA}$$

Acest curent va determina fibrilația inimii. Pentru a preveni apariția unui curent atât de mare este necesară împământarea tuturor aparatelor.

Schema electrică echivalentă este prezentată în fig. 2.3.

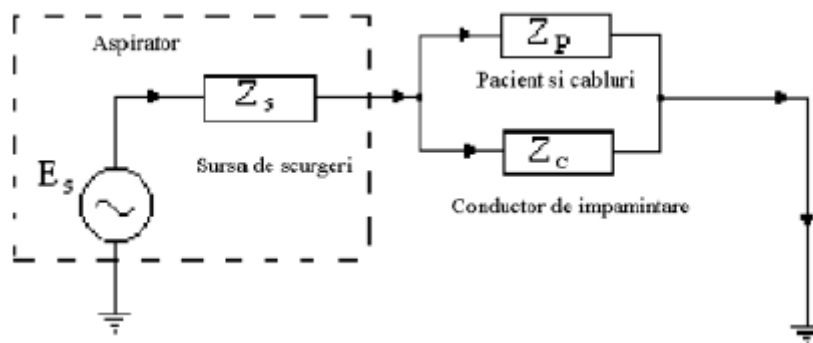


Fig. 2.3. Circuitul electric echivalent

O altă situație ce poate să apară într-o sală de operație sau tratament este aceea în care pot să existe mai multe puncte de împământare și ca urmare pot apare curenți de scurgere periculoși care pot afecta pacientul. O astfel de situație este prezentată în fig. 2.4.

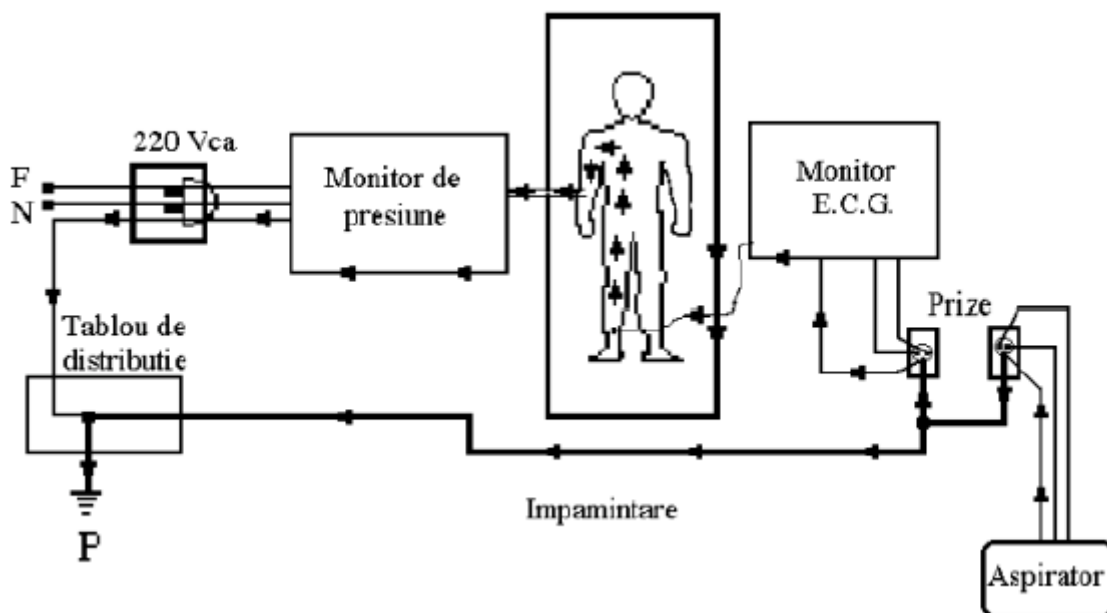


Fig 2.4 Schema electrica

Aparatul electrocasnic are impedența de scurgeri $Z_s \cong 120 \, \Omega$, iar impedența conductorului de împământare este $Z_c \cong 0,1 \, \Omega$. Impedența dată de pacient este $Z_p \cong 5 \, k\Omega$.

Schema electrică echivalentă este prezentată în fig. 2.5.

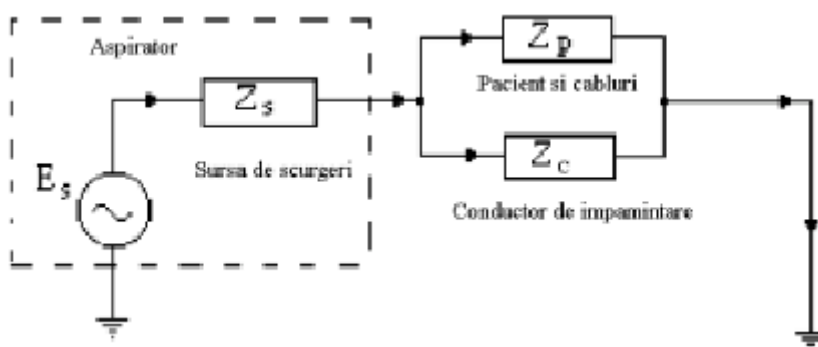


Fig. 2.5. Schema electrică echivalentă

Curentul prin pacient este:

$$I_p = \frac{U_s \cdot Z_c}{Z_s(Z_p + Z_c) + Z_p Z_c} \cong 36 \, \mu A$$

O altă situație cu factori de risc pentru pacient este în electrochirurgie în care curenții generați sunt datorati unor potențiale mari de cca. 8 kV și frecvența de ordinul MHz și ei se pot închide prin alte căi în cazul în care electrodul de masă are un contact imperfect.

Electrozii ECG prezintă o impedanță joasă față de cea a traseului de masă la frecvențele bisturii. Suprafața mică de contact cu pielea face ca densitatea de curent prin electrozi să crească invers proporțional cu secțiunea. Deci cu cât suprafața de contact este mai mică cu atât mai mult va crește densitatea de curent.

Schema unei astfel de situații este prezentată în fig. 2.6.

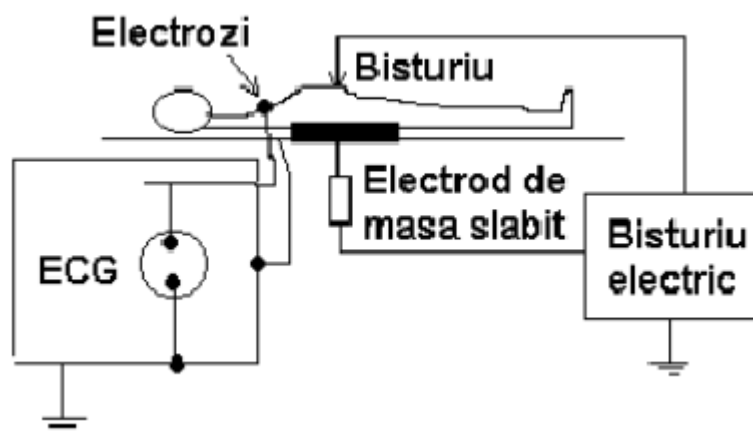


Fig. 2.6 Schema electrica

Contactul slăbit determină arsuri în zona sa (electrodului de masă) și bisturiul va tăia greu.

Aplicație

Considerând o impedanță de contact $Z_c \cong 10 \text{ k}\Omega$ iar tensiunea aplicată $U \cong 2\text{kV}$, puterea pe contactul electrod-pacient va fi:

$$P = \frac{U^2}{Z_c} = \frac{(2 \cdot 10^3)^2}{10 \cdot 10^3} = 400\text{W}$$

Această putere generează arsuri la nivelul pielii pacientului.

2.3. Metode de protejare a pacientului la electroșocuri

Sistemele izolate permit limitarea curenților prin conductorii de împământare datorită impedanțelor de ieșire de valori mari. Practic se obține o “rupere” a circuitelor determinând apariția unui circuit flotant.

Un circuit este flotant dacă este separat de masa aparatului de măsurare de exemplu, printr-o impedanță care asigură în curent continuu o rezistență de izolație

R_{iz} . Dacă frecvența este joasă, impedanța se caracterizează printr-o capacitate de izolație C_{iz} .

Schema de principiu a circuitului flotant este prezentat în fig. 2.7.

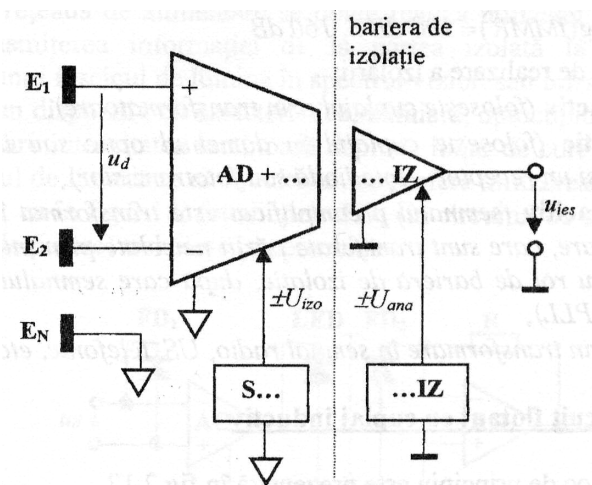
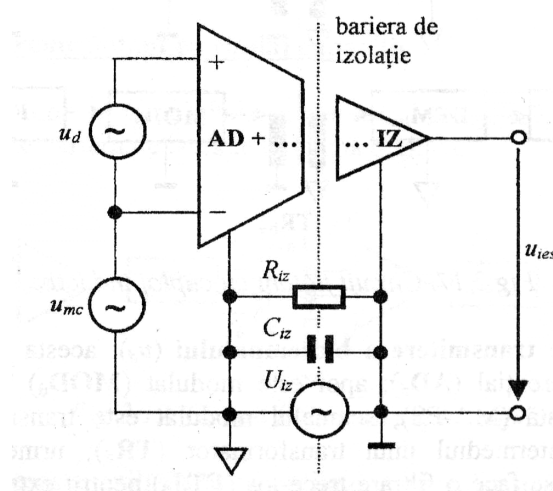


Fig. 2.7. Schema de principiu

Pacientul, electrozii E_1 , E_2 , E_n (plasați pe el) și amplificatorul diferențial de intrare AD formează circuitul flotant. Masa flotantă este izolată galvanic de restul maselor aparatului.

Parametrii importanți ai circuitului flotant sunt prezentați în fig. 2.8.



Rezistența de izolație $R_{iz} = 10^{12} \div 10^{14} \Omega$

Capacitatea de izolație $C_{iz} = 1 \div 6 \text{ pF}$

Tensiunea de izolație $U_{iz} = 10^3 \div 5 \cdot 10^3 \text{ V}$.

Fig. 2.8. Parametrii importanți ai circuitului flotant

Modalitățile de realizare a izolării sunt:

a) cu cuplaj inductiv (se folosește cuplajul cu ajutorul transformatorului). În felul acesta pacientul în contact cu unul dintre conductoarele de ieșire ale transformatorului nu suferă electroșocuri întrucât nu există o cale de închidere a curentului de scurgere prin pacient datorită transformatorului.

În fig. 2.9. se prezintă schema unui astfel de circuit de măsură cu transformator de izolare.

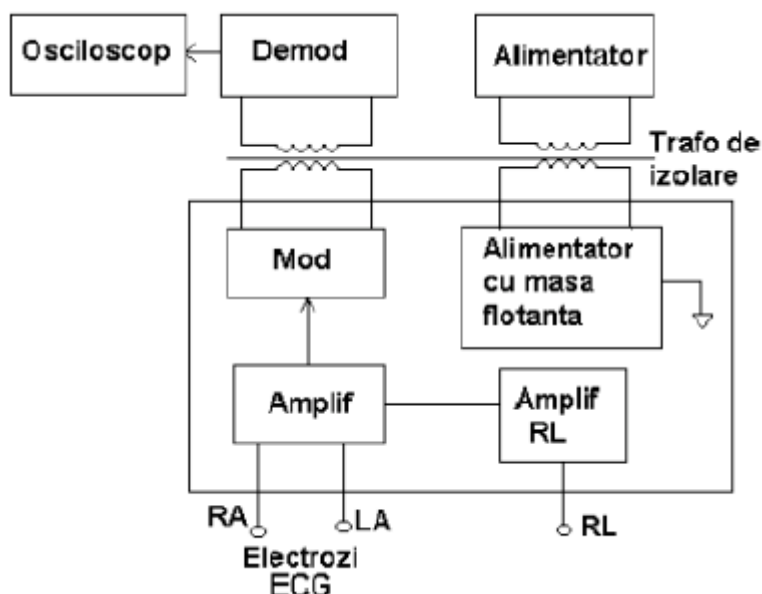


Fig. 2.9. Schema circuit de măsură cu transformator de izolare

b) cu cuplaj optic: când separarea galvanică se realizează cu ajutorul unui optocuplor ce permite transmiterea informației prin intermediul unui fascicul de lumină. Optocuplorul este format dintr-o diodă laser LED și o fotodiodă FD (pentru recepția semnalului luminos dat de LED).

În fig. 2.10. se prezintă schema electrică a unui astfel de circuit cu optocuplor.

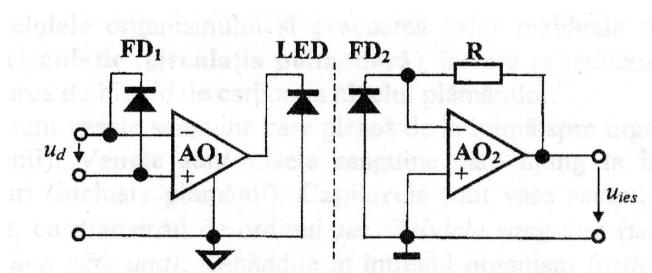


Fig. 2.10. Schema circuitului cu cuplaj optic

Deoarece optocuplorul prezintă o caracteristică neliniară, el trebuie utilizat în regiunea în care intensitatea luminoasă depinde liniar de curentul aplicat. Se poate obține o mărire a domeniului de liniaritate utilizând o reacție negativă realizată cu o fotodiodă conectată între intrările amplificatorului A_{01} . Fotodioda trebuie să aibă aceeași caracteristică cu cea utilizată în optocuplor.

c) Circuit flotant cu cuplaj capacitiv. Circuitul se bazează pe utilizarea a două condensatoare (C_b) cu rol de barieră de izolație. Schema de principiu a unui astfel de circuit este prezentată în fig. 2.11

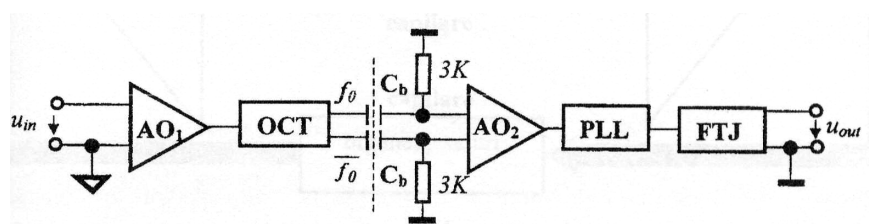


Fig. 2.11. Schema circuitului flotant cu cuplaj capacitiv

Semnalul de intrare după ce este amplificat cu ajutorul amplificatorului operațional A_{01} comandă oscilatorul comandat în tensiune OCT. La ieșirea sa se obține două semnale f_0 și inversul său $\overline{f_0}$ care prin intermediul celor două condensatoare cu rol de barieră de izolație C_B se aplică amplificatorului operațional A_{02} care la rândul său comandă o buclă PLL cu ajutorul căreia se demodulează semnalul. Pentru aceasta oscilatorul comandat în tensiune al buclei PLL trebuie să fie identic cu cel al OCT. Valorile tipice pentru $C_B = 3 \text{ pF}$.

În afară de circuitele care asigură separarea pacientului de circuitele de măsură există și o serie de modalități de protecție a pacientului la electroșocuri cum ar fi:

a) Protecția cu întrerupător automat

Schema circuitului este prezentată în fig. 2.12.

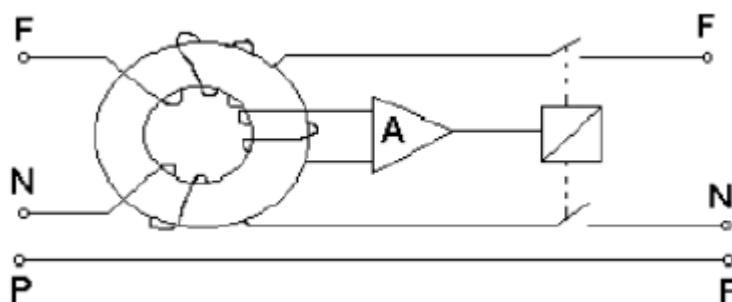


Fig. 2.12. Schema de protecție în întrerupător automat

În cazul apariției unui curent de scurgere accidental întrerupătorul decupelază automat circuitul de alimentare al aparatului medical.

Torul prezintă două înfășurări în același sens și astfel avem doi curenți egali prin înfășurări care vor genera un flux rezultat nul în momentul apariției unei scurgeri prin împământare, cele două fluxuri generate de cei doi curenți nu se vor mai anula rezultând un câmp ce va genera un curent prin cea de-a treia înfășurare care amplificată comandă releul R_e .

b) Pentru secțiile de terapie intensivă unde avem mai mulți pacienți care trebuie să fie monitorizați realizarea împământării se realizează ca în fig. 2.13.

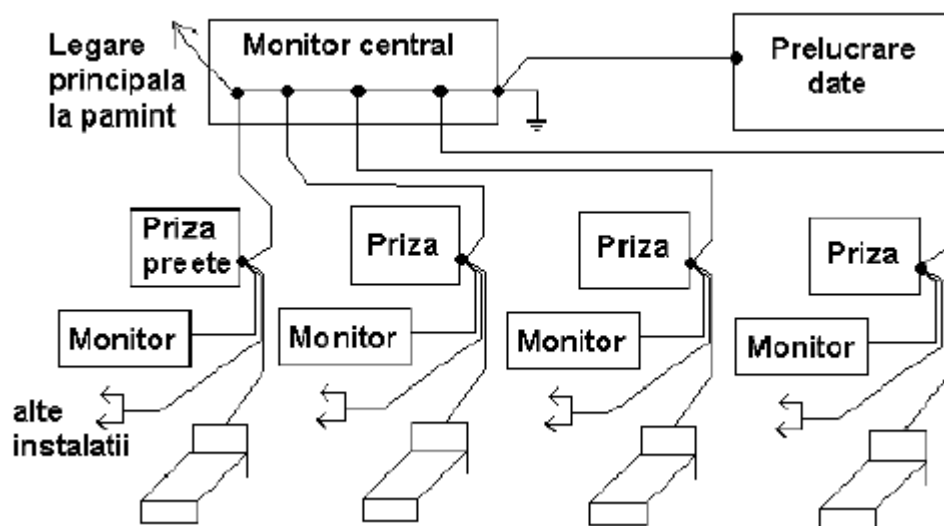


Fig. 2.13. Schema de realizare a împământării.

c) În cazul unei săli de operație este bine ca sala să aibă în pardosea o plasă cu rol de ecran ce va disipa încărcăturile electrostatice din diferite puncte ale sălii și reduce perturbarea sistemelor de măsurare a mărimilor electrice (Fig.2.14).

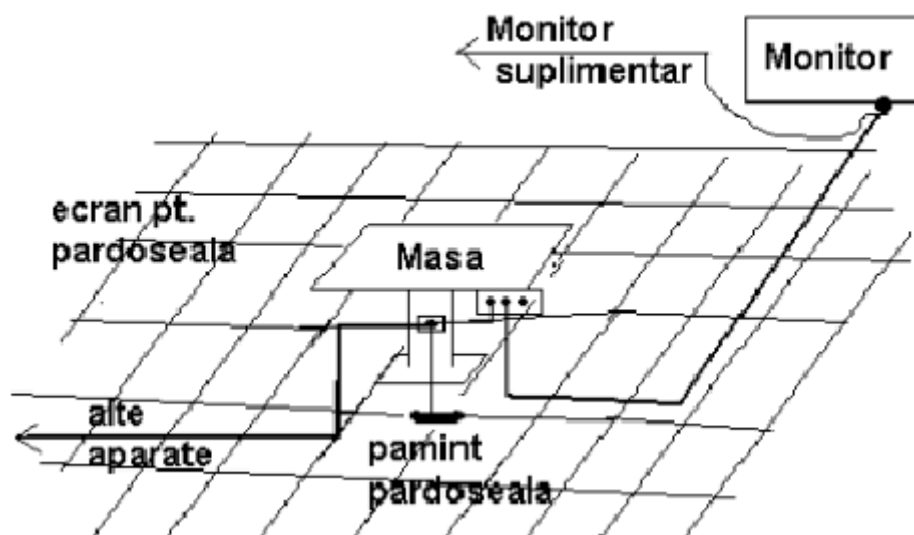


Fig.2.14

2.4. Standarde în protecția pacientului

În cazul aparaturii utilizate în diagnosticare bazate pe măsurători electrofizice, curenții care trec prin pacient sunt:

a) curentul auxiliar de pacient: reprezintă curentul ce străbate pacientul între electrozi în timpul unei utilizări normale. Acest curent nu trebuie să producă efecte fiziologice.

b) curentul de scurgere prin pacient: este curentul care trece de la electrozi prin pacient la pământ, din cauza cuplajelor capacitive și inductive nedorite cu generatoare externe. Putem aminti în acest sens capacitatea parazită dintre cabluri și masă, capacitatea dintre primarul unui transformator de putere și carcasa aparatului etc.

Curenții de scurgere se pot măsura între:

- carcasa aparatului și faza tensiunii de alimentare
- carcasa aparatului și nulul de protecție
- carcasă și pacient
- electrozii de pacient.

În funcție de relația cu pacientul aparatura electromedicală se clasifică în aparate:

- A. fără legătură electrică sau neelectrică cu pacientul (aparatură de laborator)
- B. cu contact direct cu pacientul (fără cele cu contact pe inima pacientului)
- C. cu contact direct pe cord.

Conform Comitetului Electronic Internațional (CEI) aparatura electronică medicală se realizează numai cu surse de alimentare flotante. Partea flotantă este izolată galvanic față de restul aparatului, iar curentul de scurgere se limitează la valori admise atunci când tensiunea de alimentare nominală față de masă crește cu 10%.

După modul de protecție al pacientului împotriva electroșocurilor aparatele electrice alimentate de la o sursă externă se clasifică în următoarele clase de protecție:

Clasa I-a de protecție prezintă un conductor de împământare care face legătura între împământarea prizei și partea metalică a carcasei (fig.2.15).

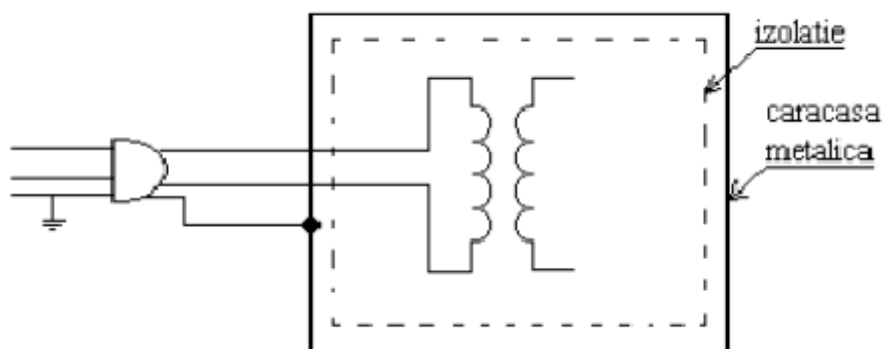


Fig 2.15 Clasa I de protecție

Clasa a II-a de protecție prezintă o izolație suplimentară a părților aparatului aflat la tensiuni periculoase (fig. 2.16).

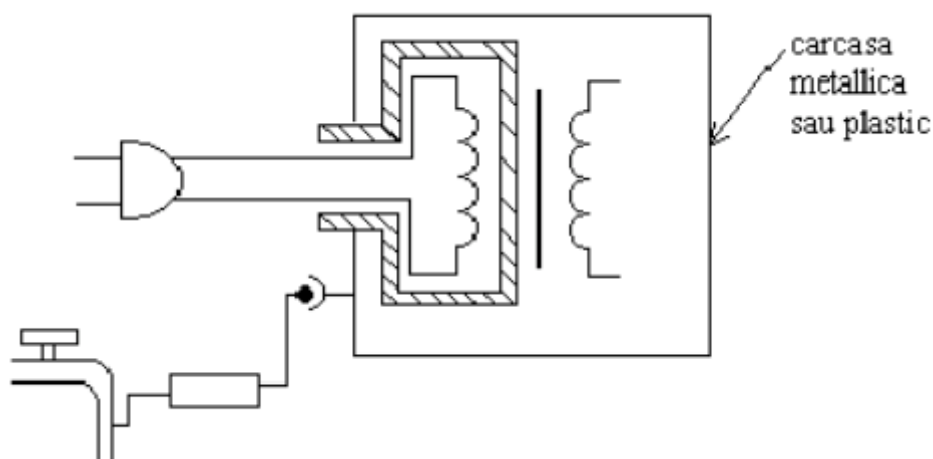


Fig 2.16 Clasa II de protectie

Clasa a III-a de protecție au alimentarea aparatului de la surse de tensiune nepericuloase (fig 2.17).

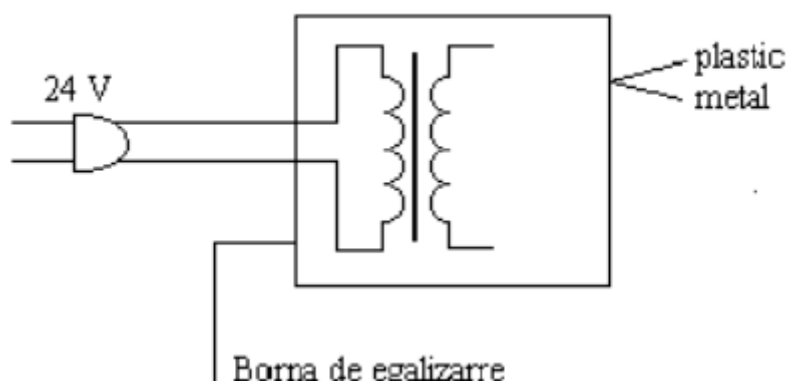


Fig 2.17 Clasa III de protectie

Aparatele din clasa a III-a de protecție se pot alimenta și flotant de la baterii (în cazul celor portabile)

Tensiunea maximă de alimentare la aparatele plasate în organism este de 6V. Un aparat electromedical poate să prezinte în structura sa mai multe subansamble cu diferite clase de protecție.

Pericolele care pot apare asupra personalului medical și a pacienților datorită utilizării aparaturii electromedicale pot fi:

1. Pericole datorate energiei electrice care este aplicată pacientului din cauza utilizării greșite sau a defectării aparatului. Rezultatul poate fi producerea de arsuri, blocarea funcției respiratorii, lezarea de țesuturi, fibrilație ventriculară, etc.

2. Pericole datorate utilizării unui echipament care nu funcționează în modul așteptat ca de exemplu întreruperea funcționării unui echipament ce monitorizează funcții vitale sau transmiterea de informații false etc.

Pentru a se preîntâmpina apariția acestor pericole trebuie avute în vedere o serie de criterii în momentul în care se proiectează un aparat electromedical cum ar fi:

- funcția pe care trebuie să o îndeplinească
- domeniul de lucru
- mediul în care se va utiliza (temperatură, umiditate, etc.)
- funcționarea corectă de-a lungul întregii vieți de exploatare a aparatului
- modul de prezentare: inteligibilitate a comenzilor, ergonomicitatea, design, mentenanță etc.

Funcție de modul în care sunt rezolvate problemele legate de riscul de șoc electric avem trei tipuri de aparatură electromedicală:

1) Aparatură a cărei funcționare nu presupune nici un fel de conexiune conductoare cu pacientul. În anumite condiții de defect, această situație se poate schimba în mod radical. Proiectantul trebuie să analizeze toate defectele ce pot să apară și să influențeze securitatea electrică și să prevadă măsuri pentru limitarea curentului de scurgere prin pacient la valori nepericuloase.

2) Aparatură necesară măsurării potențialelor electrice la nivelul pacientului. Întrucât se realizează o conexiune conductoare cu pacientul se utilizează amplificatoare de intrare flotante. Aceste amplificatoare trebuie să lucreze cu semnale mici și zgomote cu nivel ridicat. De asemenea trebuie avute în vedere măsurile de protecție care trebuie să fie îndeplinite în cazul în care se defectează aparatul sau lucrează în condiții de mediu deosebite.

3) Aparatură folosită pentru a aplica diverse tipuri de energie electrică diferitelor părți ale corpului pacientului (defibrilatorul cardiac, echipament de electrochirurgie, stimulator cardiac etc.). În general aceste aparate se utilizează împreună cu alte aparate care monitorizează pacientul și ca urmare trebuie să se țină cont de acest lucru astfel încât cumulara curenților de scurgere pe o

conexiune conductoare directă cu cordul să fie eliminată. De regulă, aparatura cu aplicare cardiacă directă prezintă o sursă de alimentare internă.

Normele de electrosecuritate în aparatura medicală sunt cuprinse în standardul internațional IEC601. Standardul englez BS5724 cuprinde protocolul de testare a aparaturii electronice medicale în vederea admiterii lor în unitățile medicale.

Verificări stipulate de acest standard sunt:

- identificarea clasei aparatului și verificarea eficienței împământării
- marcarea în clar a aparatului la exterior și interior, simboluri
- documentația tehnică a aparatului, și verificările tehnice periodice
- existența accesoriilor

Cap. 3 Captarea și prelucrarea semnalelor biomedicale

Procesul de captare (de extragere) a informației din sistemele biologice este unul complex deoarece informația conținută de semnal conține zgomot sau în unele situații ea poate să nu fie relevantă și atunci se folosesc o serie de tehnici specifice pentru a obține informația din semnal, prin filtrare, modulare, amplificare (amplificatoare instrumentale). Semnalul ce urmează a fi prelucrat este obținut cu ajutorul unui traductor, senzor.

Traductorul este un dispozitiv care transformă o formă de energie a unui sistem într-o altă formă de energie (de ex. presiunea o transformă în curent sau tensiune).

Senzorul este un dispozitiv care răspunde unui stimul fizic sau chimic convertindu-l într-un semnal electric. Senzorul poate fi asimilat cu un sistem de achiziții de date.

3.1. Clasificarea traductoarelor

La baza clasificării traductoarelor se au în vedere următoarele criterii:

- a) domeniul de măsură (acustic, electric, magnetic, chimic, fizic etc.)
- b) tipul de conversie pe care o face traductorul (chimic, fizic, mecanic, biologic)
- c) parametri tehnologici: domeniul maxim al ieșirii (de ex. $4\div 20$ mA), histereza, domeniul de măsură, liniaritatea, offset-ul, rezoluția, selectivitatea, viteza de răspuns, repetabilitatea.

În funcție de necesitatea unei surse auxiliare de energie avem:

- traductoare generatoare: pot funcționa fără să necesite o sursă auxiliară de energie (ex.: termocuplul)

- traductoare modulatorie sau parametrice. Acestea au o sursă de alimentare auxiliară pentru a putea converti energia dintr-un domeniu în altul (presiune – curent; deplasare – curent, etc.)

3.1.1. Tipuri de traductoare

În medicină există diferite tipuri de traductoare dintre care cele mai importante sunt:

- a) traductorul de tip potențiomtru. Ele sunt în realitate niște potențiometre de o construcție specială.

Sunt realizate dintr-un material cu rezistivitate foarte mare și coeficient de temperatură foarte mic (manganină, constantan). Firul dintr-un astfel de conductor este bobinat pe o carcasă izolatoare care poate să prezinte o anumită formă (circulară, liniară etc.). Cursorul este realizat din Ag sau bronz fosforos.

Rezistența potențiometrului este:

$$R = \rho \frac{l}{S} = \rho \frac{n \cdot 2\pi r}{S}$$

unde: l = lungimea bobinajului (a sârmei)

n – reprezintă numărul de spire

$2\pi r$ – lungimea unei spire

ρ - rezistivitatea sârmei

S – aria secțiunii sârmei

În fig. 3.1. se prezintă schema traductorului potențiomtru.

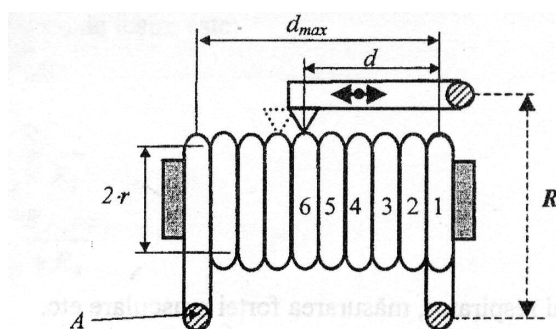


Fig. 3.1. Schema traductorului potențiomtru

Traductorul potențiomtric poate fi folosit ca potențiomtru sau ca rezistență reglabilă dacă cursorul se leagă la unul din capetele bobinei.

Se utilizează în detecția ritmului respirator (modificarea diametrului toracic), măsurarea contracției mușchilor scheletici etc.

- b) Traductoare tensiometrice rezistive. Timbrul tensiometric.

Timbrul tensiometric fig. 3.2. este realizat dintr-un fir rezistiv (realizat sub forma unui gralaj) care este lipit pe un suport de hârtie.

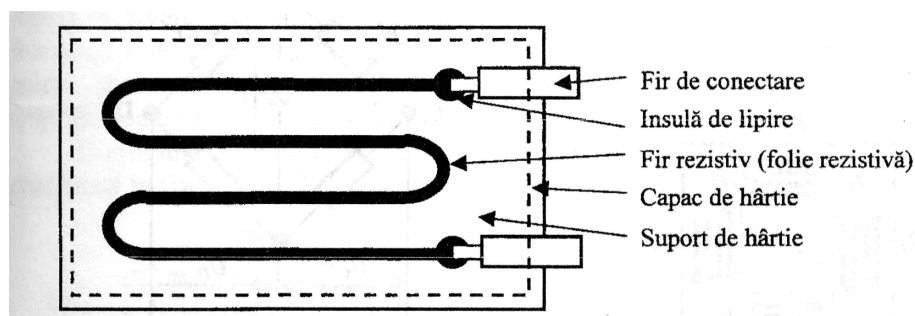


Fig. 3.2. Timbrul tensiometric

Rezistența timbrului este $R = \rho \frac{l}{S}$

Dacă timbrul se întinde apare o mărire a lungimii firului cu Δl și o scădere a secțiunii lui cu ΔS deci:

$$R + \Delta R = \frac{l + \Delta l}{S - \Delta S}$$

Dacă timbrul este comprimat lucrurile se petrec invers și avem:

$$R - \Delta R = \frac{l - \Delta l}{S + \Delta S}$$

Se utilizează în detecția ritmului respirator, în măsurarea forței musculare, etc.

c) Traductorul inductiv: sunt traductoare parametrice la care mărimea de măsurat determină modificarea uneia sau a mai multor inductanțe sau permeabilități magnetice.

Modificarea inductanței se poate obține prin pătrunderea mai mult sau mai puțin a miezului unei bobine în interiorul ei.

d) Traductoare capacitive: sunt traductoare parametrice la care mărimea de măsurat produce modificarea uneia sau a mai multor capacități. Modificarea capacității se poate obține fie deplasând una dintre armăturile condensatorului fie introducând mai mult sau mai puțin un dielectric între armăturile sale.

e) Traductoare de temperatură: sunt traductoare parametrice care sub acțiunea temperaturii își modifică un parametru. Se folosesc termistoare, termorezistențe, termocuple.

Puntea Wheatstone este un circuit care se utilizează de foarte multe ori și care conține în structură unul din traductoarele prezentate.

În felul acesta putem obține o conversie în tensiune. Funcție de tipul de traductor ce intră în construcția punții (rezistiv sau inductiv respectiv capacitiv), puntea se alimentează în curent continuu sau alternativ.

În fig. 3.3. se prezintă schema unei punți Wheatstone realizată cu patru timbre tensiometrice identice astfel încât să avem sensibilitatea cea mai bună.

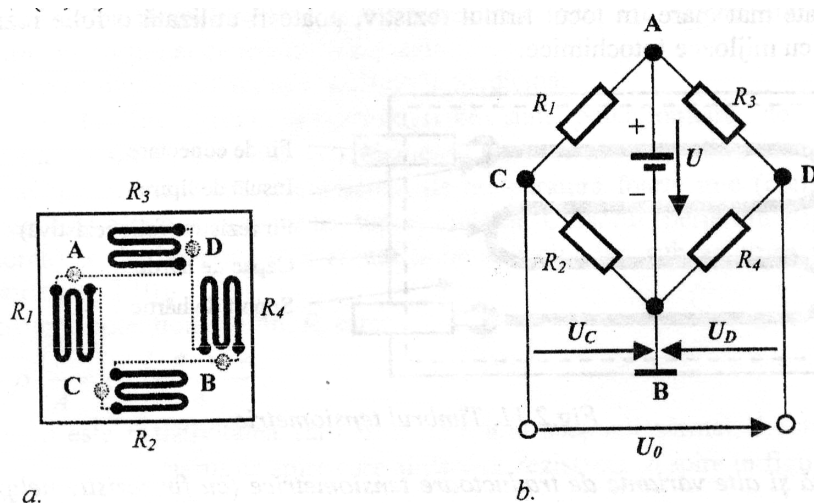


Fig. 3.3. Puntea Wheatstone

Puntea așa cum este realizată fig. 3.4.a dacă se aplică timbrului o forță de comprimare pentru R_1 și R_4 atunci R_2 și R_3 vor suferi o întindere.

Considerând că inițial $R_1=R_2=R_3=R_4=R$ rezultă

$$R_1 = R_4 = R - \Delta R$$

și

$$R_2 = R_3 = R + \Delta R$$

Tensiunea de dezechilibru ΔU este dată de relația:

$$\Delta U = U \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right)$$

Pentru $R_1=R_2=R_3=R_4$ rezultă $\Delta U=0$.

Considerând situația de comprimare pentru R_1 și R_4 respectiv de întindere pentru R_2 și R_3 , tensiunea de dezechilibru este:

$$\Delta U = U \left(\frac{R + \Delta R}{2R} - \frac{R - \Delta R}{2R} \right) = U \cdot \frac{\Delta R}{R}$$

deci ΔU este proporțională cu variația rezistenței.

3.2. Electrozi utilizați la culegerea semnalelor bioelectrice

Electrodul reprezintă un conductor electric căruia i se asigură un contact cu un electrolit.

La interfața electrod-electrolit există fenomene care transformă conducția ionică (a electrolitului) în conducție electronică (a metalului) și invers. Există deci o migrare a electronilor din metal spre electrolit și a ionilor din electrolit spre metal în sensul realizării unui echilibru chimic.

Această interacțiune metal-electrolit determină o schimbare locală a concentrației ionilor în soluție în imediata apropiere a suprafeței metalice, astfel apare o diferență de potențial între electrod și electrolit denumită potențial de electrod. Acest potențial de electrod poate fi măsurat având la dispoziție un electrod de referință din platină platinată (platină acoperită prin depunere electrochimică cu un strat subțire de platină spongioasă, numit negru de platină pentru mărirea suprafeței de contact) peste care se suflă hidrogen gazos la 1 atm.

Valoarea acestui potențial este funcție de materialul electrodului (pentru AgCl este 0,233 V).

Pentru a elimina neajunsurile legate de variațiile potențialului de electrod și de utilizarea electrozilor la măsurarea semnalelor de curent continuu sau de joasă frecvență este bine:

- să se utilizeze metale cu potențiale de electrod mici
- culegerile să se facă cu electrozi din același material
- să se utilizeze electrozi realizați din metale acoperite cu o sare greu solubilă având un ion comun cu electrolitul (electrozi de speța a doua).

Dacă între electrod și electrolit nu circulă nici un curent, la ieșirea electrodului vom avea potențialul de electrod. În momentul în care există o circulație de curent rezultă o modificare a distribuției de sarcină în soluția ce se află în contact cu electrozii și deci se modifică potențialul de măsurat. Acest efect se numește polarizare și poate modifica performanțele electrodului.

Există din acest punct de vedere două categorii de electrozi:

a) polarizabile; la care trecerea curentului determină schimbarea distribuției de sarcini la interfață determinând modificarea curentului

b) nepolarizabile, care permit trecerea curentului prin ei fără să se modifice distribuția de sarcină la interfață deci fără să apară o modificare a curentului.

În practică se preferă să se utilizeze electrozi nepolarizabili deoarece:

- artefactul de mișcare este redus
- modificarea impedanței electrodului cu frecvența este mică
- zgomotul electrodului este mic.

În figura 3.5. se prezintă electrozi din Ag/AgCl cu secțiuni diferite, electrozi cu performanțe foarte apropiate de a celor perfect nepolarizabile.

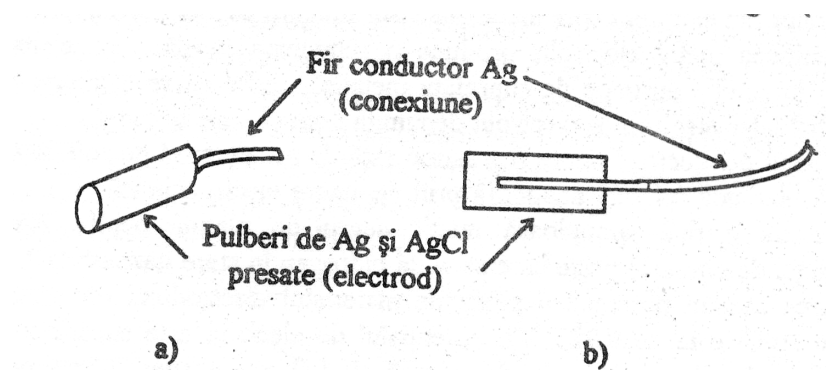


Fig. 3.5. Electrozi din Ag/AgCl

La funcționarea la tensiuni și curenți mici electrozii pot fi reprezentați prin circuitul echivalent din fig. 3.6.

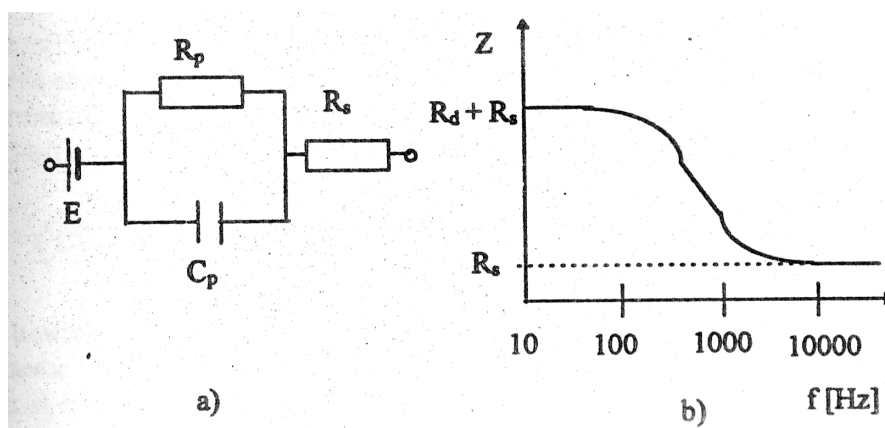


Fig. 3.6. Schema echivalentă a unui electrod de biopotențial a); impedanța electrodului funcție de frecvență b).

În schema echivalentă avem:

- sursa E reprezintă potențialul de electrod
- R_p și C_p reprezintă impedanța asociată efectelor de la interfața electrolit-electrod și polarizării la această interfață
- R_s este rezistența asociată efectelor de la interfață și rezistenței materialului electrodului.

Deoarece chiar în condițiile în care se utilizează doi electrozi identici datorită contactelor diferite pe care aceștia le fac cu suprafața pe care se aplică va apărea o tensiune continuă egală cu $E_1 - E_2$, tensiune ce reprezintă o sursă de perturbare.

Electrozii utilizați pentru culegerea de semnale biologice sunt din argint clorurat. Pentru stimulare electrozii trebuie să fie din metale sau aliaje cu tensiuni de polarizare cât mai mici la densități de curent mari, și să nu prezinte probleme de toxicitate. Aliajul din platină și iridiu satisface aceste cerințe.

În scopul stabilirii potențialului de electrod, între electrodul metalic și piele se introduce o hârtie de filtru sau chiar tifon îmbibate cu electrolit, fie o pastă electroconductivă astfel încât dacă se degresează pielea cu alcool se poate obține o rezistență scăzută la nivelul interfeței pastă electroconductivă – piele iar impedanța devine mai stabilă.

Schema electrică a circuitului pentru culegerea semnalelor biomedicale este prezentată în fig. 3.7.

Se prezintă situația în care se utilizează doi electrozi de suprafață conectați la un amplificator de măsură. S-au luat în considerare și sursele de perturbații.

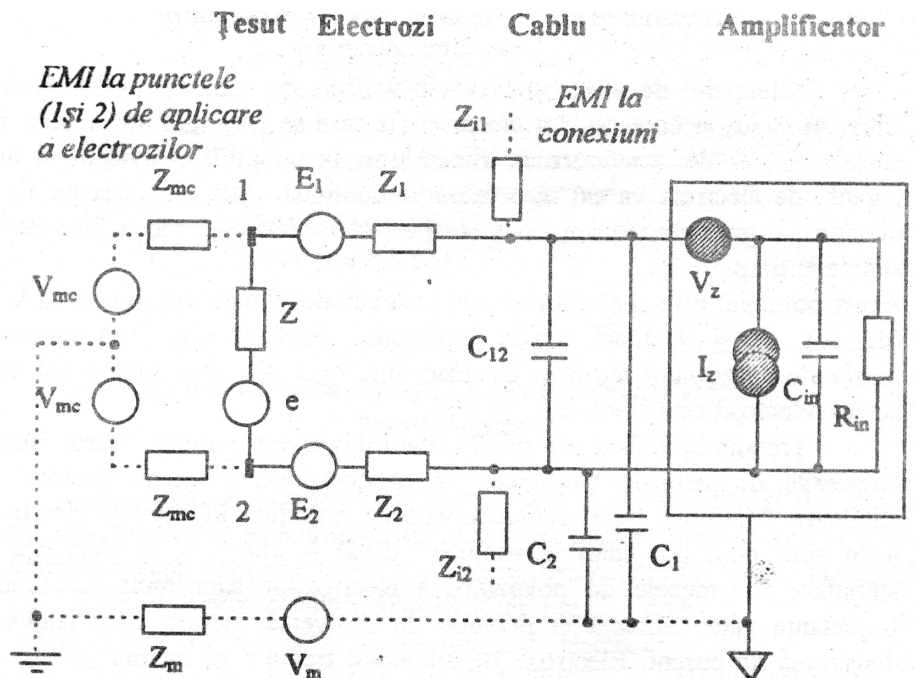


Fig. 3.7. Schema echivalentă pentru culegerea semnalelor bioelectrice.

În punctele 1, 1' se aplică electrozii la țesut.

În figură sunt următoarele notații făcute:

- Z și e reprezintă impedanța și tensiunea "generatorului de semnal bioelectric"
- E_1 și E_2 reprezintă potențialele de electrod (inclusiv și fluctuațiile lor adică deriva și zgomotul electrozilor)
- Z_1 și Z_2 reprezintă impedanțele electrozilor și a interfețelor cu țesutul
- V_{mc} și Z_{mc} reprezintă tensiunea și impedanțele de mod comun față de sursa de semnal.
- Z_m și V_m reprezintă impedanța și tensiunea circuitului de masă
- Z_{i1} și Z_{i2} reprezintă impedanțele de cuplare a cablului de electrozi cu sursele de perturbații externe
- C_1 , C_2 , C_{12} reprezintă capacitățile parazite ale cablului de electrozi și variațiile lor.

- V_z și I_z reprezintă sursele de zgomot echivalente la intrarea amplificatorului.
- C_{in} și R_{in} sunt capacitatea și rezistența de intrare a amplificatorului.

3.2.1. Tipuri de electrozi

Electrozi de suprafață mare, fig. 3.8. sunt de formă circulară sau dreptunghiulară ($\varnothing$ cm sau 3,5 cm x 5 cm) și sunt realizați din oțel inoxidabil. Se utilizează în ECG amplasați pe membre, cu pastă de electrod.

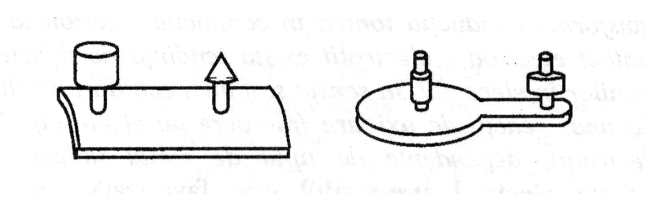


Fig. 3.8. Electrozi de suprafață mare

Electrozi cu secțiune (fig. 3.9) se utilizează în ECG și se aplică pe torace.

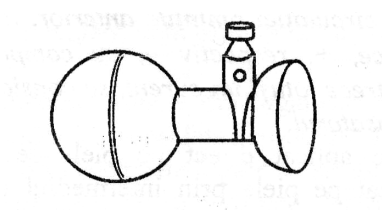


Fig. 3.9. Electrode cu secțiune

Electrod disc (fig. 3.10) are diametrul de 7÷10 mm este din Ag și necesită sistem de fixare. Se utilizează în ECG montați pe scalp.

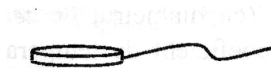


Fig. 3.10. Electrode disc

Electrod ac : este de forma acului de seringă având unul (unipolar) sau două (bipolar) fire în interior. Firele sunt izolate, doar vârful lor este neizolat. Se utilizează în EMG, introdus în mușchi. Fig. 3.11.

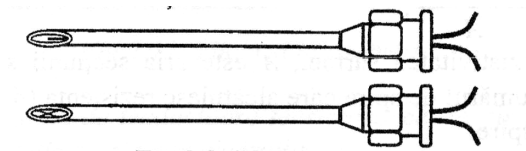


Fig. 3.11. Electroac.

Electrod cu fir: este un fir cu diametrul de zeci de microni cu vârful neizolat și liber. Este realizat din Ag sau Cu argintat și firul este introdus într-un ac de seringă. (fig. 3.12)

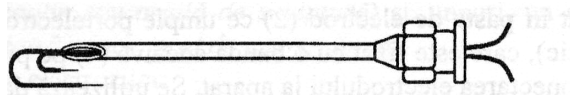


Fig. 3.12. Electrozi cu fir

În afară de aceste tipuri de electrozi mai există și electrozi cu joncțiune lichidă, matrice de electrozi, electrozi de masă mică, electrozi uscați, electrozi pentru zone cu pilozitate mare, electrozi activi (cu amplificator încorporat), microelectrozi etc.

3.2.2. Caracteristicile semnalelor și ale traductoarelor folosite în măsurarea parametrilor electrici

Aplicația	Caracteristica semnalului	Traductoare utilizate
1. ECG (EKG) electrocardiograma	- frecvența 0,05÷100 Hz - tensiune 10 μ V÷5mV	Electrozi de suprafață cu gel de contact, electrozi ce au zgomot mai mic
2. EEG electroencefalograma	- frecvența 0,1÷100 Hz - tensiune 2 ÷ 200 μ V	Electrozi de suprafață sau ac
3. EMG electromiograma	- frecvența 5÷2000 Hz - tensiune 20 ÷ 5000 mV	Electrozi de suprafață sau ac
4. ERG electroretinograma	- frecvența 0,01÷200 Hz - tensiune 0,5 μ V÷1mV	Electrozi plasați pe corneea
5. EOG electrooculograma	- frecvența 0÷100 Hz - tensiune 10 μ V÷3500 μ V - necesită impedanță mare de intrare	Electrozi de suprafață miniatură

Alte tipuri de aplicații:

ENG – electronystagmografie (urmărește activitatea musculaturii globilor oculari)

3.3. Amplificarea semnalelor bioelectrice

Așa cum rezultă din paragraful 3.2.2. este necesară o preamplificare a semnalelor electrice obținute cu ajutorul electrozilor deoarece nivelul este mic de maxim de ordinul zecilor de mV.

În fig. 3.13. se prezintă configurația tipică de culegere a semnalului biologic cu trei electrozi.

Electrozii 1 și 2 sunt activi iar electrodul 3 este de referință.

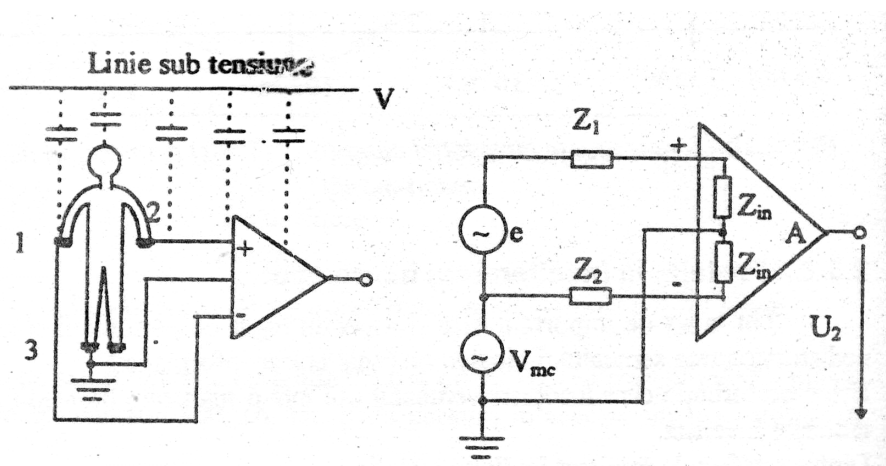


Fig. 3.13. Configurația tipică de măsurare cu trei electrozi

Pentru ca să se poată elimina efectul perturbației V_m , Z_m (fig. 3.7) adică efectul tensiunii și impedanței circuitului de masă se utilizează al treilea electrod, cel de referință.

Tensiunile perturbatoare provin în principal prin cuplaje capacitive de la rețeaua de alimentare cu energie electrică, au valori de ordinul sute de mV (deci mai mari ca semnalul util) și se prezintă sub forma unor tensiuni de mod comun și sunt aproximativ egale la electrozii de culegere 1 și 2.

Tensiunea la ieșirea amplificatorului este dată de următoarele componente:

a) o componentă utilă U_{01} , datorată amplificării A_d , a biosemnalului E

$$U_{01} = A_d \frac{2Z_{in}}{2Z_{in} + Z_1 + Z_2} \cdot E \quad (3.1)$$

unde Z_1 și Z_2 reprezintă impedanțele electrozi-cablu de electrod. Pentru cazul ideal $Z_1=Z_2=0$ rezultă:

$$U_{01}=A_d E \quad (\text{valori tipice } A_d=10^5 \text{ și } E = 10\mu V \text{ rezultă } U_{01}= 1V)$$

b) o componentă dată de tensiunea perturbatoare de mod comun V_{mc} care produce un rezultat cumulat deoarece $Z_1 \neq Z_2$ și pe de altă parte datorită rejecției de mod comun finite a amplificatorului diferențial.

Pentru amplificatorul ideal legând împreună cele două intrări ale sale, semnalul de ieșire este nul; datorită însă amplificării semnalului de mod comun care va apare ca o interferență între cele două intrări ale amplificatorului diferențial și care datorită asimetriei circuitului electrozi-cablu, V_{mc} produce o tensiune de mod serie și astfel la ieșire avem:

$$U_{02} = A_d \left(Z_1 \frac{V_{mc}}{Z_1 + Z_{in}} - Z_2 \frac{V_{mc}}{Z_2 + Z_{in}} \right)$$

sau

$$U_{02} = A_d \frac{Z_1 - Z_2}{Z_{in} + Z_1 + Z_2 + \frac{Z_1 Z_2}{Z_{in}}} V_{mc} \quad (3.2.)$$

c) Întrucât amplificatorul diferențial nu este ideal la ieșire obținem și o tensiune datorată raportului de rejecție de semnal comun (CMRR)

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{mc}}$$

CMRR – reprezintă raportul dintre amplitudinea semnalului de mod comun și amplitudinea unui semnal diferențial echivalent ce produce aceeași tensiune la ieșire.

unde A_{mc} reprezintă amplificarea de mod comun.

$$A_{mc} = \frac{U_{03}}{V_{mc}}$$

deci

$$U_{03} = A_{mc} \cdot V_{mc} = \frac{A_d}{CMRR} \cdot V_{mc} \quad (3.3.)$$

Tensiunea la ieșirea amplificatorului va fi:

$$U_0 = U_{01} + U_{02} + U_{03} =$$

$$= A_d \frac{2Z_{in}}{2Z_{in} + Z_1 + Z_2} E + A_d V_{mc} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2 + Z_{in} \frac{Z_1 Z_2}{Z_{in}}} + \frac{1}{CMRR} \right) \quad (3.4)$$

În relația 3.4. primul termen este generat de semnalul util E și este afectat de efectul de sarcină dat de circuitul de culegere electrozi-cablu amplificator. Termenul al doilea este generat de rejecția de mod comun funcție a circuitului de culegere și are ca sursă tensiunea de mod comun.

Acest termen este unul perturbator.

Pentru a minimiza efectele perturbațiilor trebuie să alegem un amplificator cu CMRR foarte mare (amplificatoare de instrumentație), de asemenea interfața electrod-țesut-cablu de legătură trebuie să fie cât mai echilibrată (simetrică).

3.3.1. Interferențe electromagnetice asupra cablului de legătură

Pentru a obține o minimizare a efectului interferențelor electromagnetice se utilizează ecranarea și gardarea.

a) ecranarea cablului de electrod

În fig. 3.14 se prezintă o astfel de ecranare care are ca scop minimizarea efectului interferențelor electromagnetice asupra conexiunii electrod-amplificator.

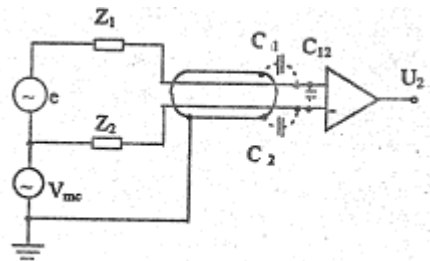


Fig. 3.14. Ecranarea cablului de electrod

Impedanțele Z_{i1} și Z_{i2} (fig. 3.7) sunt eliminate în schimb apar capacitățile C_1 și C_2 între firele centrale și ecran și C_{12} între cele două fire centrale.

Rețelele Z_1/C_1 și Z_2/C_2 care se formează dezechilibrează intrarea amplificatorului față de masă generând o înrăutățire a raportului rejecției de mod comun.

b) gardarea: constă în utilizarea unui cablu dublu ecranat (fig. 3.15).

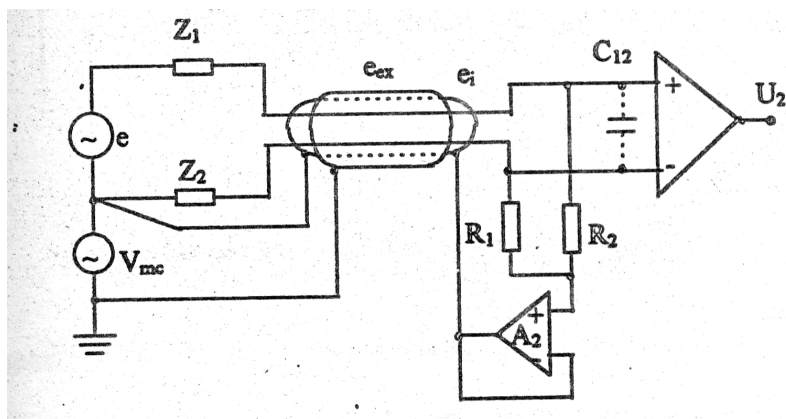


Fig. 3.15. Gardarea cablului de electrod

Ecranul interior este conectat la sursa de semnal prin intermediul rezistențelor R_1 și R_2 ($R_1 = R_2 > 1 \text{ M}\Omega$) și a amplificatorului A e folosit ca repetor și este astfel adus la potențialul $\frac{U^+ + U^-}{2}$. În aceste condiții capacitatea care apare între ecranul exterior și cel interior vine în paralel pe V_{mc} (efect benefic) iar efectele lui C_1 și C_2 (date de ecranul interior față de cele două fire centrale sunt mai scăzute întrucât condensatoarele au aproximativ același potențial la ambele terminale U^+ și $\frac{U^+ + U^-}{2}$ și respectiv U^- și $\frac{U^+ + U^-}{2}$).

Gardarea se poate face și la nivelul fiecărei intrări în parte reducându-se astfel efectul capacității C_{12} .

În fig. 3.16. se prezintă gardarea pe fiecare intrare a amplificatorului de instrumentație.

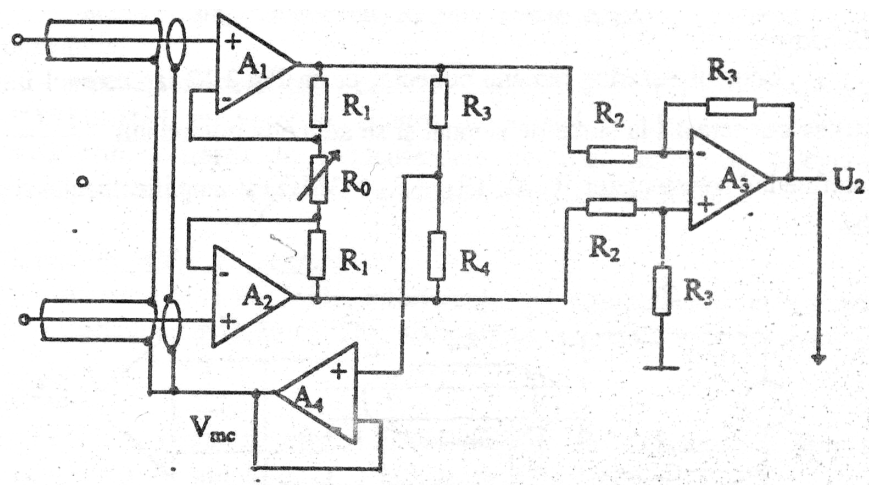


Fig. 3.16. Gardarea fiecărei conexiuni a amplificatorului de instrumentație.

Repetorul realizat cu A_4 preia semnalul de la ieșirile lui A_1 și A_2 și astfel intrările amplificatoarelor A_1 și A_2 sunt eliberate de încărcarea cu rezistențele R_1 și R_2 din fig. 3.15

c) Efectul de sarcină

Semnalul biologic „E” este un semnal complex ce prezintă componente într-un domeniu mare de frecvență și ca urmare se impune reducerea sau eliminarea efectului încărcării capacitive datorată circuitului de culegere a semnalului.

Această capacitate este formată din capacitatea asociată electrozilor, capacitatea C_{12} de la cablul de culegere și capacitatea de intrare a amplificatorului (C_{in}).

Reducerea efectului capacitiv se poate obține prin creșterea impedanței de intrare ce se poate realiza prin:

- conexiunea bootstrap;
- neutralizare.

Conexiunea bootstrap constă în creșterea impedanței de intrare.

În fig. 3.17 se prezintă modul de realizare a acestei conexiuni (b).

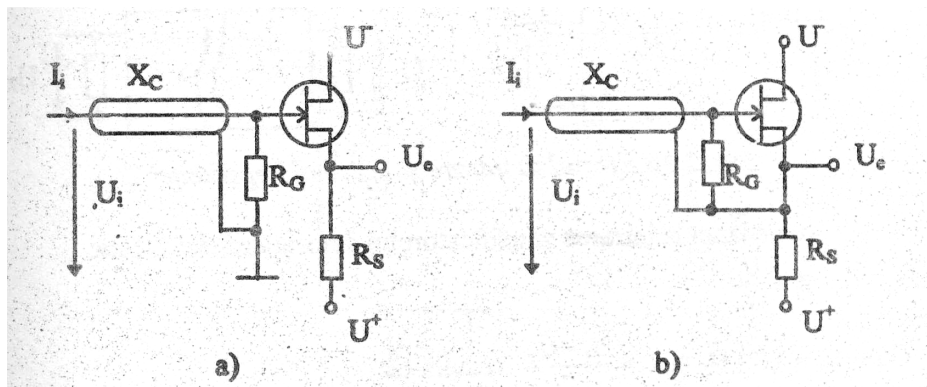


Fig. 3.17. a) Tranzistor FET în conexiune repetor; b) Tranzistor FET în conexiune bootstrap

Din fig. 3.17.a rezultă că ecranul și R_G sunt conectate la masă și deci:

$$Z_{in} = \frac{U_i}{I_i} = \frac{R_G \cdot X_G}{R_G + X_G}$$

Conform figurii 3.17.b ecranul și R_G sunt conectate la sursa FET-ului (S) și deci:

$$Z_{in} = \frac{U_i}{I_i} = \frac{U_i}{(U_i - U_0) \frac{(X_G + R_G)}{X_G \cdot R_G}}$$

Deci

$$Z_{in} = \frac{X_G \cdot R_G}{X_G + R_G} \cdot \frac{1}{1 - \frac{U_0}{U_i}}$$

Deci, impedanța de intrare crește de $\frac{1}{1 - \frac{U_0}{U_i}}$ ori și astfel capacitatea de

încărcare se reduce de același număr de ori.

Neutralizarea constă în utilizarea unei reacții pozitive cu efect de capacitate negativă la intrare reducând astfel capacitatea efectivă de la intrare.

În fig. 3.18. se prezintă o schemă ce utilizează acest principiu al neutralizării.

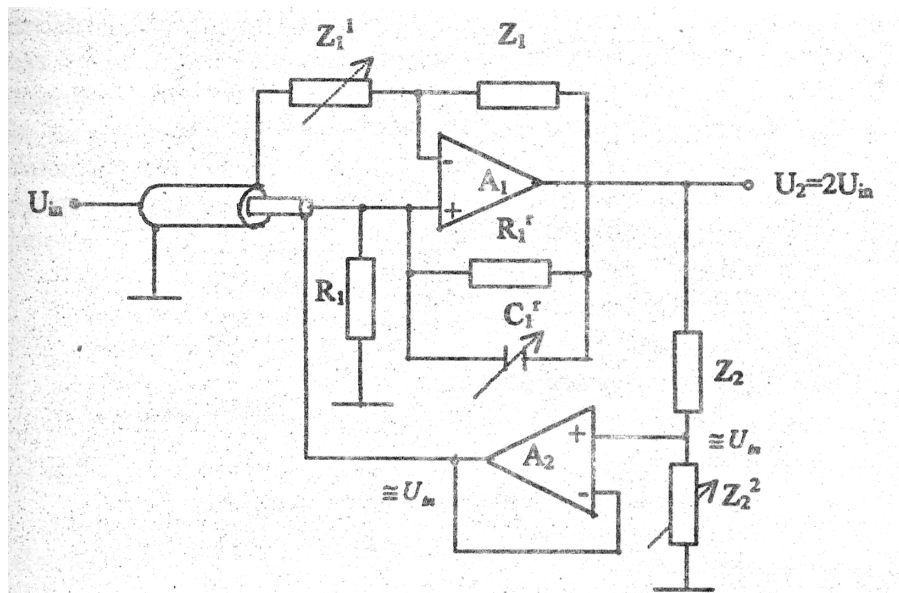


Fig. 3.18. Schema circuitului pe principiul neutralizării

Semnalul este adus la intrarea amplificatorului A_1 cu un cablu dublu ecranat la care ecranul exterior este la masă iar cel interior este adus cu ajutorul repetorului A_2 la un potențial apropiat bornei de intrare (bootstrap).

Cu ajutorul reacției negative compensate în frecvență Z_1 - Z_2 se face ca amplificarea lui A_1 să fie aproximativ egală cu 2, deci $U_0 \cong 2 U_i$.

R_1 și C_1 constituie reacția pozitivă iar Z_3 , Z_4 și A_2 realizează bootstraparea.

Efectul lor la intrare, impedanța echivalentă între borna plus a lui A_1 și sursă este conform teoremei lui Miller:

$$R' = \frac{R_1}{1-A} = \frac{R_1}{1-2} = -R_1$$

$$C' = C_1(1-A) = C_1(1-2) = -C_1$$

Acestea neutralizează valorile pozitive existente la intrare.

Dezavantajele acestui circuit constau în:

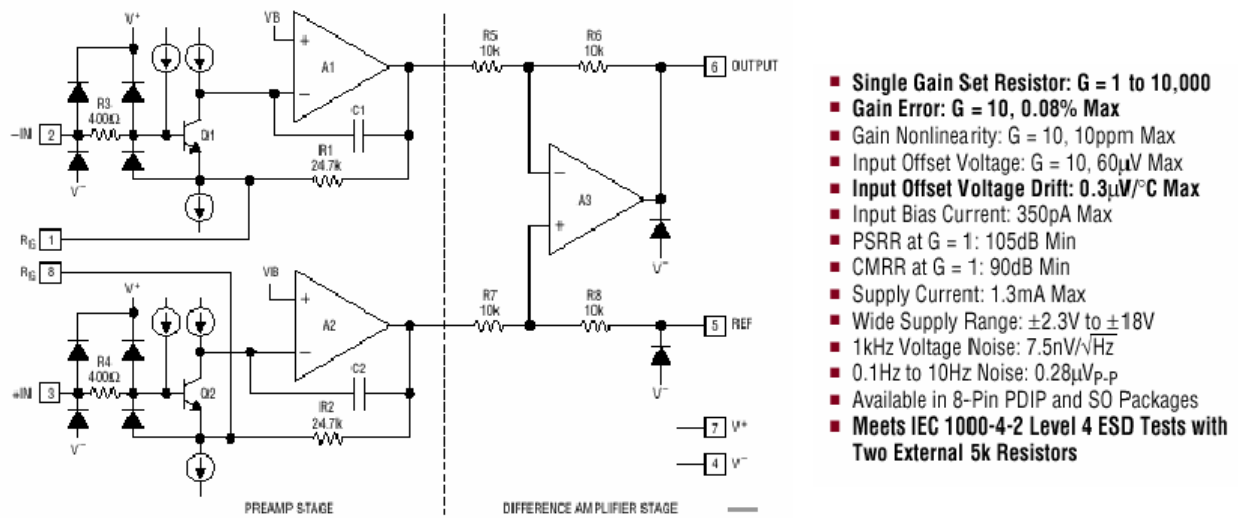
- pericol de autooscilație în cazul unei reacții pozitive excesive
- zgomot mare asociat rezistenței de intrare (R_2 în paralel cu R')

3.3.2. Amplificatoare de instrumentație monolitice

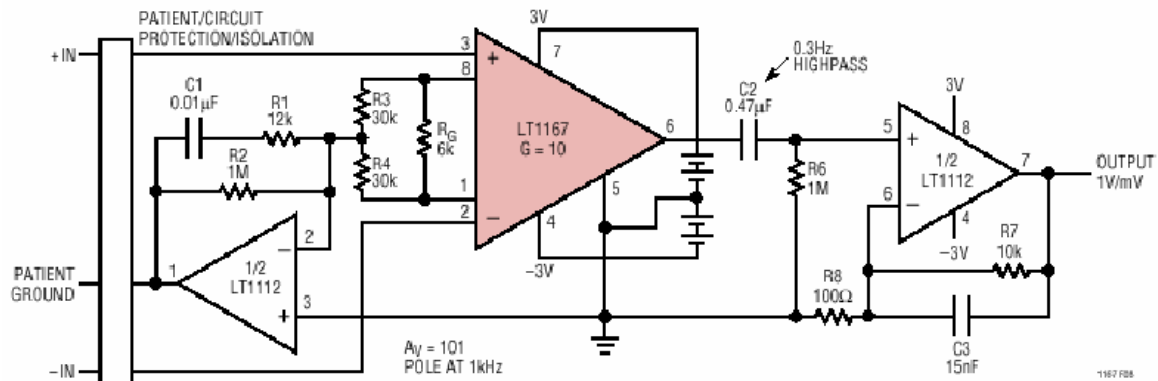
Prezintă următoarele avantaje:

- impedanțe de intrare mari și egale pe cele două intrări
- raport de rejecție a modului comun foarte bun (120 dB)

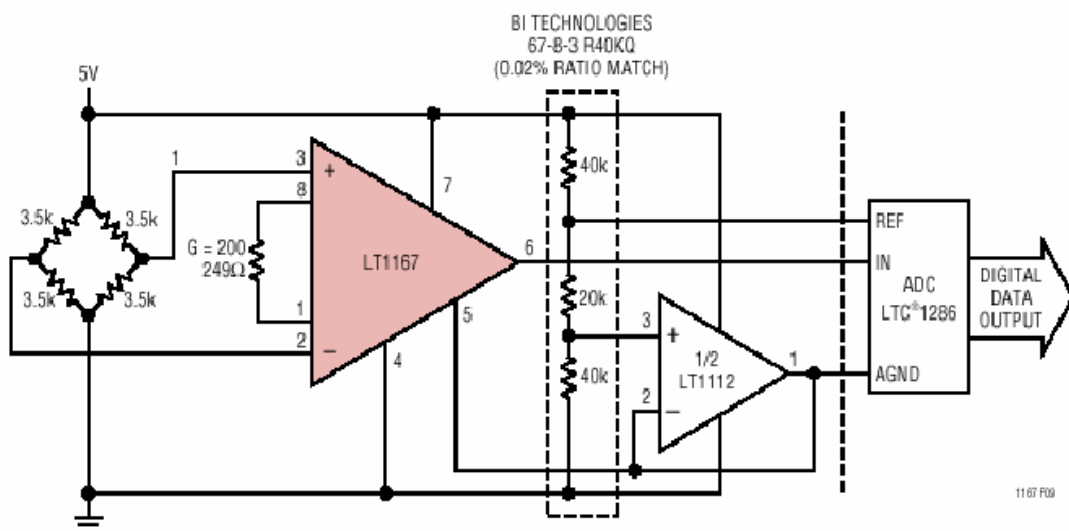
- În fig. 3.20 se prezintă amplificatorul de instrumentație integrat de tip LT1167F și câteva aplicații tipice ale acestuia.



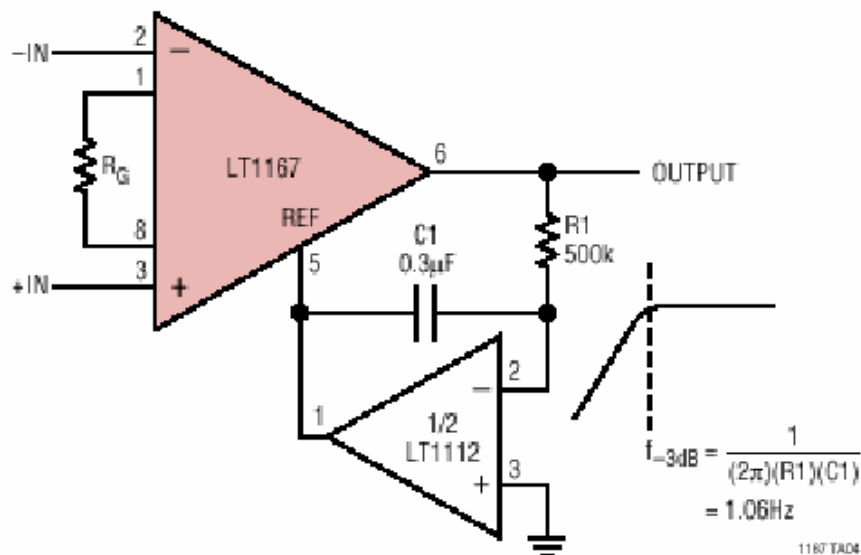
Amplificator de impulsuri nervoase



Amplificator de presiune sanguina



Amplificator de semnale biomedicale



Cap. 4 Aparatura utilizata in investigarea si tratamentul sistemului cardiovascular

4.1 Activitatea electrica a inimii

Sistemul cardiovascular este format din inima si de vasele de sange din corpul uman.

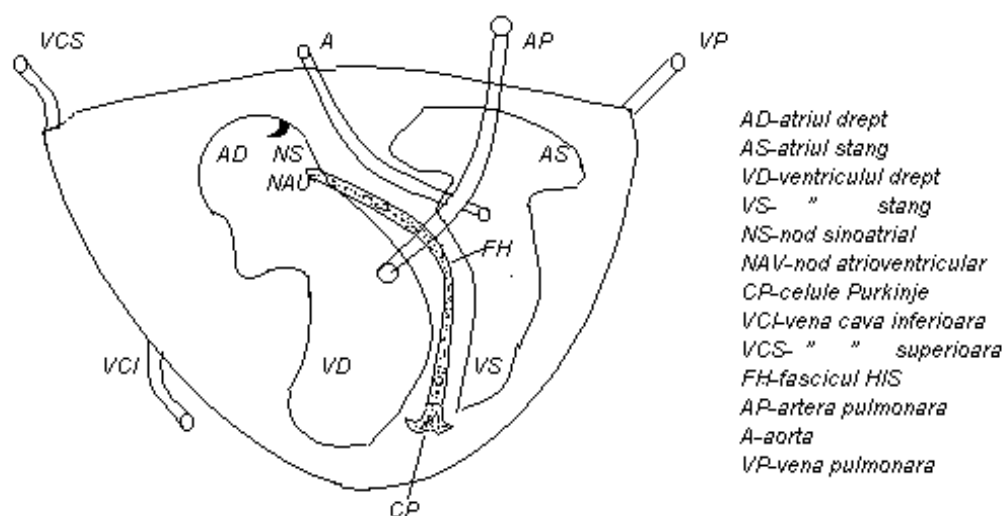
Inima face ca sangele sa circule prin doua circuite distincte:

- a) marea circulatie (circulatia sistemica), in care sangele oxigenat circula prin corp,
- b) mica circulatie (circulatia pulmonara), in care sangele circula spre oxigenarea pulmonara.

Vasele de sange sunt formate din artere, capilare si vene si formeaza arborele vascular.

Sangele este format din 60% plasma si 40% celule din care 99% sunt celule rosii si restul celule albe.

Inima poate fi considerată ca fiind constituită dintr-un sistem electric, care generează ritmic impulsuri contractile, și dintr-un sistem mecanic care reacționează la aceste impulsuri prin contracții ritmice.



Datorită diferenței de presiune dintre vena cavă și atriul drept, sângele pătrunde în AD. În apropiere de joncțiunea dintre AD și VCS se găsește nodul sinoatrial care funcționează ca un oscilator local cu frecvența proprie de oscilație de aprox. 70 bătăi/minut. Acest nod sinoatrial este cuplat în sistemul nervos vegetativ al organismului astfel încât frecvența de oscilație se poate modifica de la caz la caz în funcție de necesitățile organismului.

Excitația generală în NS produce depolarizarea celulelor învecinate. Acestea la rândul lor devin surse de excitație a.î. depolarizarea se propagă din aproape în aproape, începând cu dreapta sus. Unda de excitație se transmite de la atriu la ventricul prin nodul atrio-ventricular NAU. În continuare excitația este condusă prin fasciculul HIS care se împarte în două ramuri principale: una pentru VS și una pentru VD. Cei doi ventriculi sunt activați practic simultan. Contrakția musculaturii ventriculare este foarte puternică, astfel prin artera pulmonară sângele este pompat din ventricul înspre plămân. De la plămân sângele sosește prin vena pulmonară în atriul stâng, printr-un proces similar intră în VS și apoi prin aortă intră din nou în organism.

Ciclul cardiac este o succesiune de contractii (*sistole*) și relaxări (*diastole*) ale miocardului. Activarea unei părți a țesutului muscular al inimii provoacă o polarizare electronegativă a acestuia și o polarizare electropozitivă a zonei neactivate vecine, ceea ce produce un câmp electric. Potențialul maxim definește *polii* electrice, care împreună cu câmpul aferent formează un *dipol electric* caracterizat printr-un moment electric dipolar numit *vectorul cardiac* (Figura 4.1: 1– depolarizare atrială; 2– depolarizare ventriculară; 3– repolarizare ventriculară).

ECG analizează variațiile în timp ale proiecțiilor vectorului cardiac în cele trei plane ortogonale: *frontal*, *transversal* și *sagital* (Figura 4.2). *Vectorcardiografia* măsoară și reprezintă curbele închise în spațiu din Figura 4.1 (b).

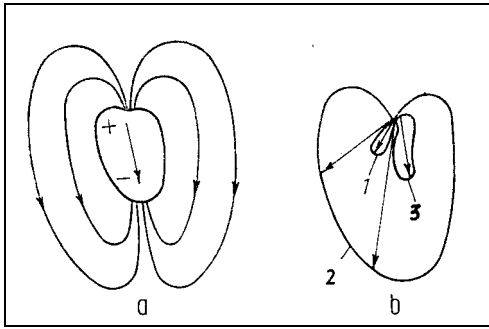


Figura 4.1 Câmpul electric creat de dipolul cardiac (a) si curbele descrise de vârful vectorului cardiac în ciclul cardiac (b)

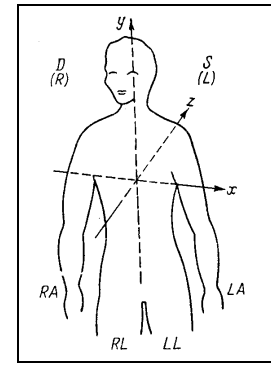


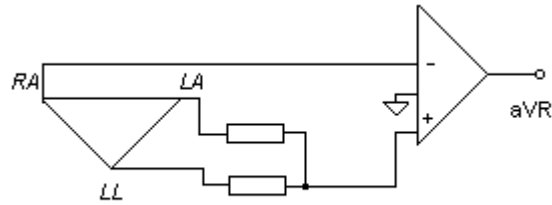
Figura 4.2 Planele electrocardio-grafice: frontal (xy), transversal (xz) si sagital (yz)

4.1.1 Masurarea vectorului cardiac în plan frontal

Proiectiile unui vector într-un plan pot fi reconstituite daca se cunosc proiectiile pe doua axe. În ECG se folosesc, pentru planul frontal, masurari pe trei directii care formeaza un triunghi echilateral numit *triunghiul lui Einthoven* (Figura 4.3). Masurarile sunt *bipolare* (amplificatorul preia semnale pe ambele intrari de la electrozi “calzi”) sau *unipolare*, la care potentialul de masa este cel al piciorului drept (RL – Right Leg).

Derivatiile bipolare sunt notate cu *I*, *II*, *III*. Culegerea *I* reda semnalul cules între mâna dreapta (RA – Right Arm, electrodul fiind conectat la borna “–” a amplificatorului) si mâna stânga (LA – Left Arm, electrod conectat la borna “+”).

Masurarile monopolare sunt notate cu *VR*, *VL* si *VF* si reprezinta variatiile în timp ale potentialelor mâinilor dreapta, stânga si piciorului stâng fata de potentialul de referinta (Figura 4.4a). Masurarile *marite* (*aVR*, *aVL* si *aVF*) (Figura 4.4b) au amplitudini cu 50% mai mari decât cele normale si considera pentru referinta media potentialelor celorlalte doua extremitati. Relatiile între culegerile bipolare si cele monopolare sunt:



$$aVR = -\frac{I + II}{2}, \quad aVL = \frac{I - III}{2}, \quad aVF = \frac{II + III}{2}.$$

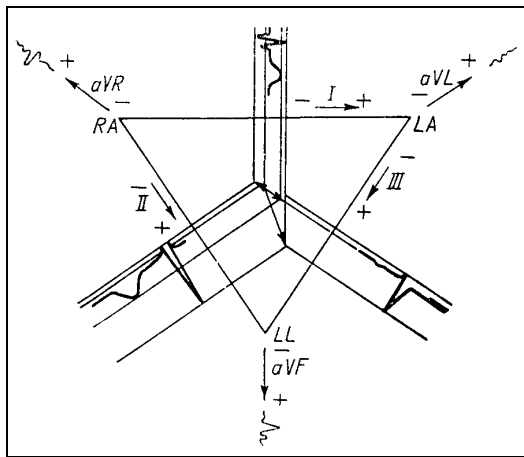


Figura 4.3 Derivatiile ECG
în planul frontal

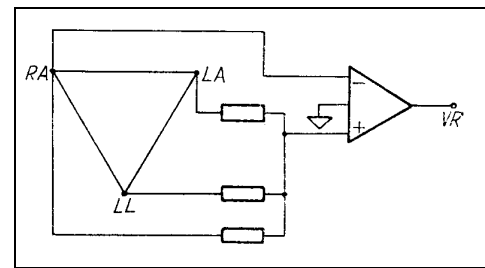


Figura 4.4a Culegere monopolară
(VR) în planul frontal

Figura 4.4b Culegere monopolară
(aVR) în planul frontal

Forma ECG scalare, de exemplu pentru derivatia a II-a, este redată în Figura 4.5. Unda *P* corespunde contractiei atriale (depolarizare atrială), complexul *QRS* corespunde contractiei (depolarizării) ventriculare iar unda *T* este aferentă repolarizării ventriculare. Uneori, între undele *T* și *P* apare unda *U*, având origine incertă. Amplitudinea undei *R* este între 0.1 și 1 mV iar banda de frecvență a semnalului ECG este (0.05 ... 100) Hz.

În planul transversal sunt standardizate culegerile monopolare $V_1, \dots, V_6$ (Figura 4.6). Potentialul de referință este cel mediu al mâinilor dreapta, stânga și al

picioarei stângi (potențialul Wilson cu electrod central). Electrozii V se plasează direct pe pielea toracelui.

Proiecțiile în planul sagital se folosesc în cazuri speciale și nestandardizate. Ele sunt monopolare și implică introducerea electrodului cald prin cateterism în esofag, ceea ce constituie o metodă invazivă și neplăcută.

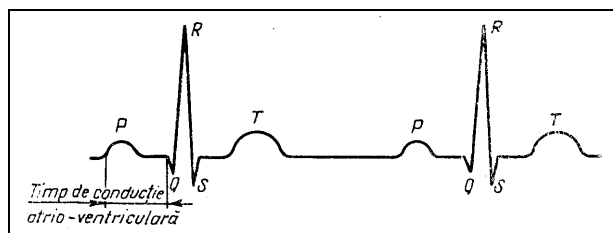


Figura 4.5 ECG standard (normala)

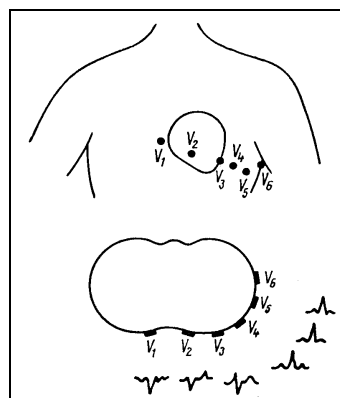


Figura 4.6 Culegeri în plan transversal

4.1.2 Electrocardiografia fetală

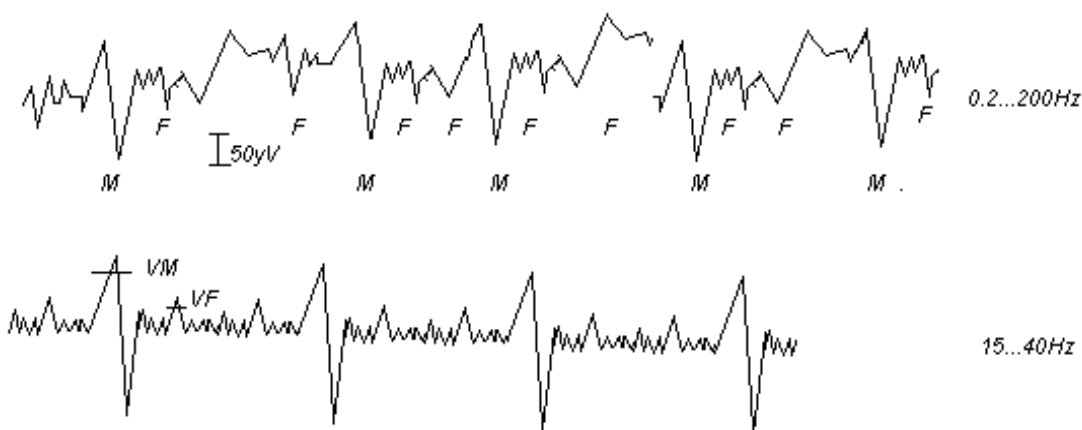
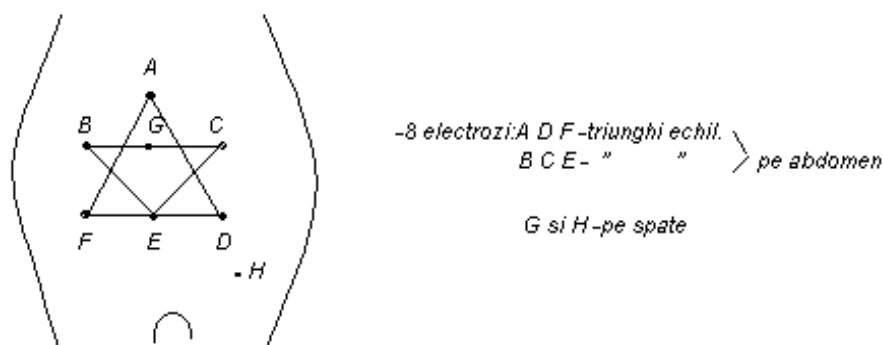
Aceasta este o metodă instrumentală de diagnostic a inimii fătului prin înregistrarea electrocardiografei fetale (F-ECG) plasând electrozii pe abdomenul mamei sau, după ruperea membranelor, înainte de naștere, pe pielea capului copilului.

Aproape în toate cazurile F-ECG poate fi înregistrată după a 16-a săptămână de sarcină și se înregistrează cu regularitate după a 24-a săptămână.

În vederea stabilirii poziției electrozilor s-au făcut mai multe încercări. Cea mai utilizată configurație este configurația Bloudheim.

F-ECG poate fi ușor observată printre complexe ECG ale mamei deoarece ritmul mamei este de 62 bătăi /minut iar al fătului 158 bătăi /minut.

În marea majoritate a cazurilor, F-ECG nu se evidențiază decât prin undele R (care sunt mai mari în amplitudine) de unde se obțin informații despre ritmul cardiac precum și despre polaritatea undei R în raport cu R a mamei (dacă R este inversă de a mamei, fătul este cu capul în jos).



Ex. de electrocardiogramă fetală:

4.2 Electrograful (EKG)

Electrocardiograful este aparatul folosit pentru măsurarea și redarea grafică a vectorului cardiac. În cazul redării scopice el se numește *electrocardioscop (monitor cardiac)*. EKG măsoară diferențele de potențial dintre două puncte ale câmpului electric cardiac. Dacă diferența este zero pe afișaj apare o dreaptă orizontală - *linia izoelectrică*.

Marimea potențialului înregistrat depinde de: (i) apropierea electrozilor de inimă; (ii) unghiul vectorului cardiac cu axul derivatiei curenți; (iii)

neomogenitatea mediului conductor al corpului; (iv) plasarea excentrica a dipolului cardiac în mediul conductor uman.

Schema bloc de principiu a unui EKG pentru un singur canal (Figura 4.7) indica: selectorul de derivatii standard (1), preamplificatorul flotant (2), amplificatorul ce comanda inscriptorul (3), înregistratorul grafic (4) si blocul de etalonare (5) care genereaza un semnal de test de 1 mV ce produce o anumita deviatie a penitei inscriptorului (10 mm de exemplu).

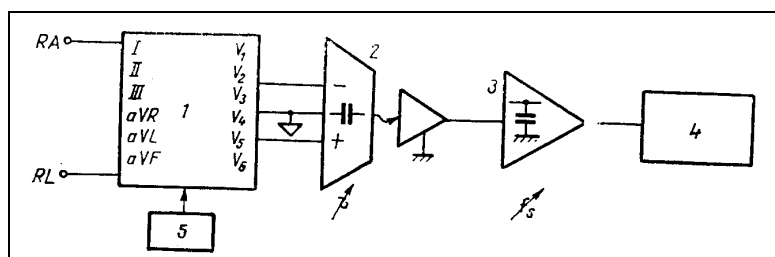


Figura 4.7 Schema bloc a unui canal de EKG

Schema bloc a unui EKG portabil este redată în Figura 4.8 ([Gli88]). Cablul de pacient are cinci fire, prin care semnalele ECG sunt trimise unui bloc repetor (R) la ieșirea căruia se află o rețea de rezistoare Wilson. Selectorul de derivatii (SD), manual sau automat, alege culegerea care este trimisă preamplificatorului PAD1, modulatorului-demodulatorului sincron (sau printr-un cuplor optic) și amplificatorului de curent alternativ A_2 . Se realizează astfel izolarea totală (galvanică și capacitivă) între pacient și aparat. FS este un filtru de semnal parazitar electromiografic (EMG), având atenuarea de -3 dB la $35 \dots 40$ Hz. A_3 este un amplificator cu reglaj în trepte a sensibilității. CRT este un circuit de revenire a traseului la linia izoelectrică de bază.

Modulul înregistrator conține: PAD2, limitatorul L pentru cursa penitei, amplificatorul final de putere (AF) și unitatea de scriere (US, pe baza unui galvanometru). Blocurile auxiliare sunt: generatorul G furnizează un semnal dreptunghiular de 500 Hz care produce o mică vibrație a penitei pentru a nu se lipi de hârtie; reglajul încălzirii penitei (RIP); servomotorul de c.c. (M) plus tahogeneratorul (TG) realizează o viteză constantă de antrenare a hârtiei; blocul de

temporizare (BT) asigura functionarea motorului de antrenare pentru un timp prestabilit.

Parametrii electrici principali sunt: impedanta de intrare diferentiala este (2 ...10) $M\Omega$ / 1...1.5 nF; rejectia de mod comun – min. 85 dB; zgomotul raportat la intrare: 35 μV ; sensibilitatea: 5 – 10 – 20 mm/mV.

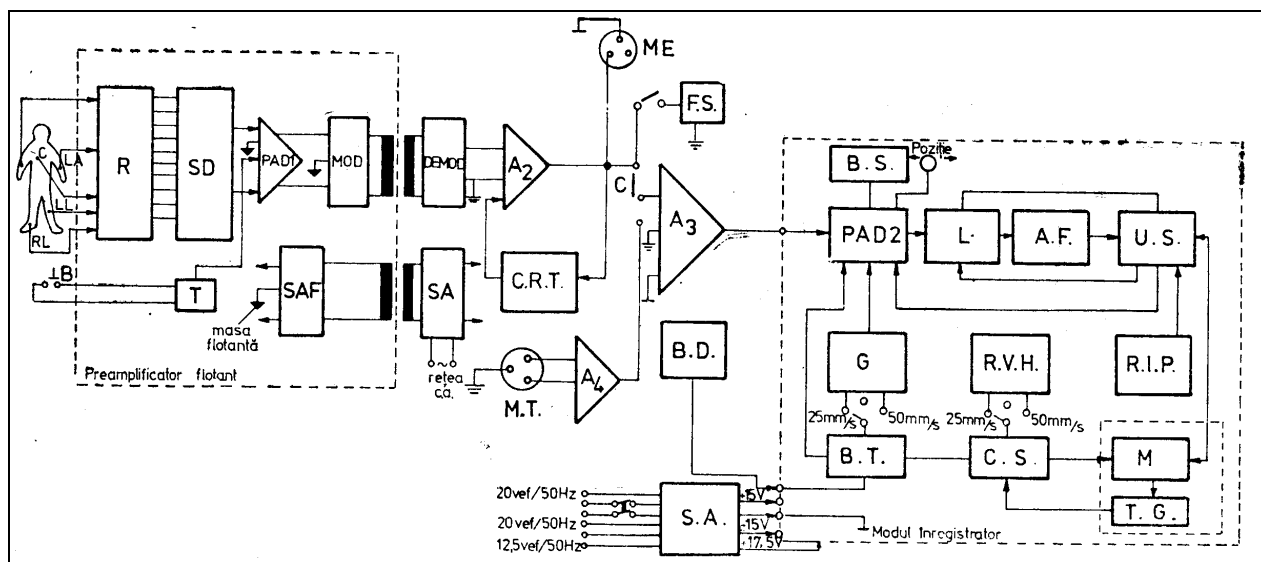


Figura 4.8 Schema bloc a unui EKG portabil

EKG moderne au un convertor analog-digital si o interfata pentru trimiterea datelor numerice catre un sistem de calcul. De asemenea, aparatul numit *holter* (EKG portabil) permite memorarea ECG pe o anumita durata, redarea de 30-60 ori mai rapida a semnalului înregistrat, alarmare în caz de ECG anormala (cu un tahometru audibil) si teletransmiterea datelor pe linie telefonica sau unde radio (facilitate utila telemedicinii).

Timpul de comutare mecanica a derivatiilor este mare (50 ms), ceea ce duce la dezechilibrarea amplificatorului diferential, apar semnale tranzitorii mari, fapt care poate bloca amplificatorul de curent alternativ. Comutatoarele electronice CMOS, având timpi de comutare de ordinul zecilor de nanosecunde, elimina dezavantajul anterior. În Figura 4.9 ([Ciu92]), selectorul (2) este comandat de numaratorul reversibil (5). În regim manual, alegerea numararii înainte sau înapoi este facuta de la tastatura. În regim automat numararea are loc doar înainte atât timp cât este

pornit înregistratorul ECG, comanda START/STOP transmitându-se printr-un optocuplor. Derivatia selectata este semnalizata pe panou cu ajutorul decodurului (7) si este aplicata amplificatorului izolator (3) si amplificatorului de putere (4).

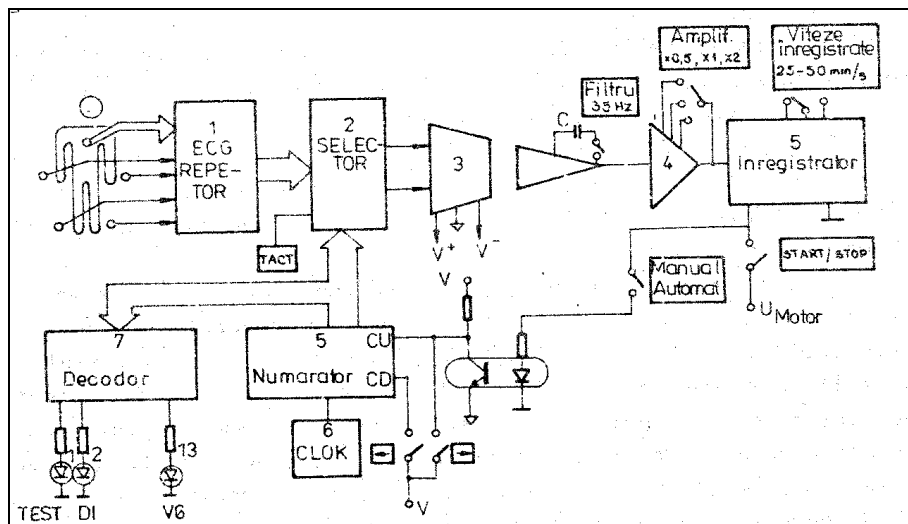


Figura 4.9 EKG cu selectare automata a derivatiilor

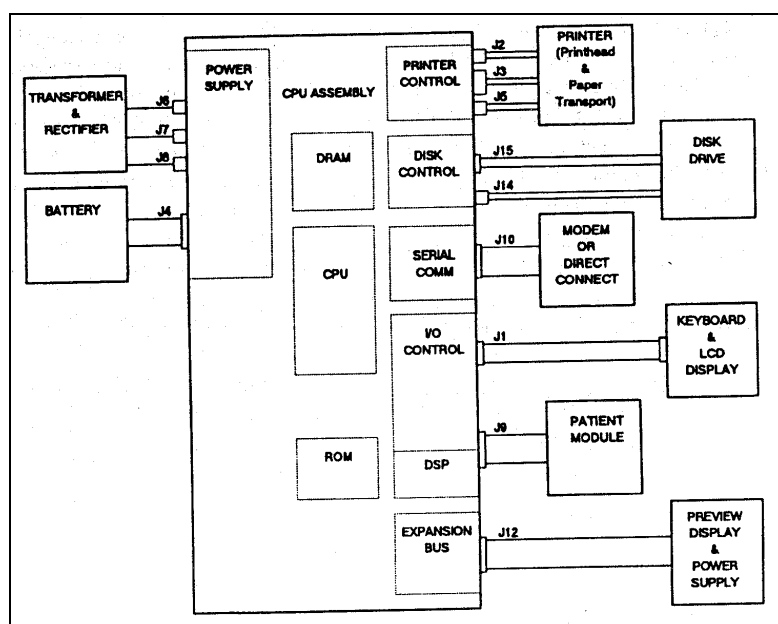


Figura 4.10 Schema bloc a unui EKG portabil bazat pe microprocesor

Un EKG digital este prezentat în Figura 4.10 ([Car96]). Sistemul contine pâna la 13 amplificatoare, un convertor A/D pe 16 biti si izolatoare optice pentru semnalul digital. Microsistemul are o unitate centrala (CPU) pe 32 biti iar circuitul DSP

(Digital Signal Processing) efectueaza toate calculele necesare prelucrării și analizei semnalului ECG. Fiecare bloc functional are controler propriu iar ansamblul este supervizat de un sistem de operare în timp real și multitasking.

4.2.1 Electrocardioscopul cu memorie

Electrocardioscopul (ECS) sau *monitorul cardiac* preia semnalul ECG, îl amplifica și îl afisează pe un tub catodic. În plus, ECS calculează și afisează ritmul cardiac (inclusiv alarmarea în caz de ieșire din gama permisă) iar ECS moderne permit prelucrări (semi)automate ale ECG. În Figura 1.11 cardiota-himetrul realizează funcția $60/T$, în care T este perioada între două unde R. Blocul de memorie este necesar afisării cu frecvențele TV a semnalului ECG. El conține convertorul A/D, circuite pentru formarea adreselor și comenzilor de citire/scriere, memoria RAM propriu-zisă și convertorul D/A. Afisarea ritmului cardiac instantaneu are loc comandând baza de timp cu undele R.

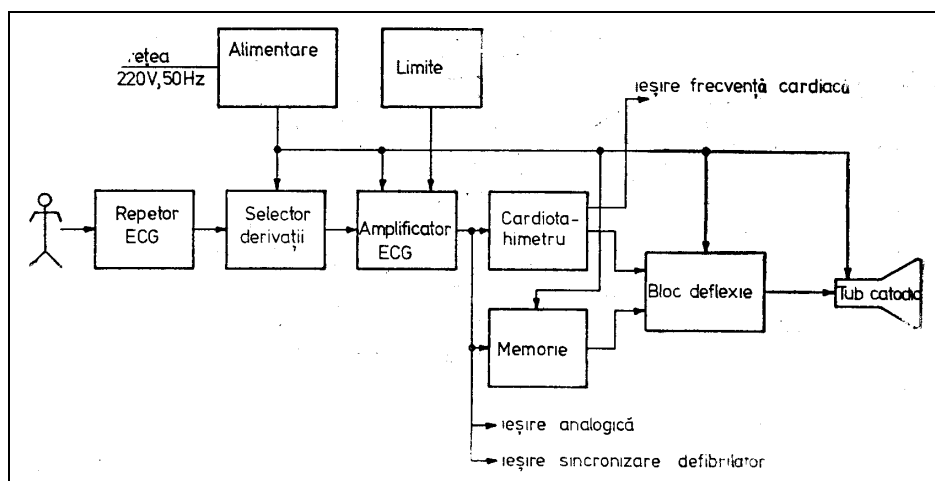


Figura 4.11 Electrocardioscop cu memorie

4.2.2 Vectorcardiografie (VCG)

Vectorcardiografia este reprezentarea variației vârfului vectorului cardiac în spațiu în timpul ciclului cardiac sau a proiecțiilor sale în cele trei plane

electrocardiografice, în timp real sau nu. VCG suplineste dezavantajele principale ale ECG scalare: (a) nu reprezinta pozitia vectorului cardiac si (b) precizia de masurare este diferita, datorita nesimetriei atenuarii pe cele trei axe a potentialelor generate de inima.

Aparatul numit *vectorcardiograf* este de fapt un vectorvoltmetru. Electrozii se plaseaza pe piele, pe directia celor trei axe. Electrozii auxiliari compenseaza atenuarile diferite pe axe. În Figura 4.12 apare *sistemul de culegere si compensare Frank*, cel mai adecvat VCG. Variatiile în timp ale vectorului cardiac, proiectate pe axele x, y, z, sunt detectate în general cu o pereche de electrozi pentru fiecare axa iar al 7-lea electrod (RL) este la masa. Frank a introdus al 8-lea electrod, central, pentru compensarea diferitelor neomogenitati. Reteaua are ca semnale de iesire V_x , V_y si V_z .

În Figura 4.13 sunt reprezentate proiectiile vectorului cardiac pe cele trei axe si în planele xy, xz, yz pentru un ciclu cardiac.

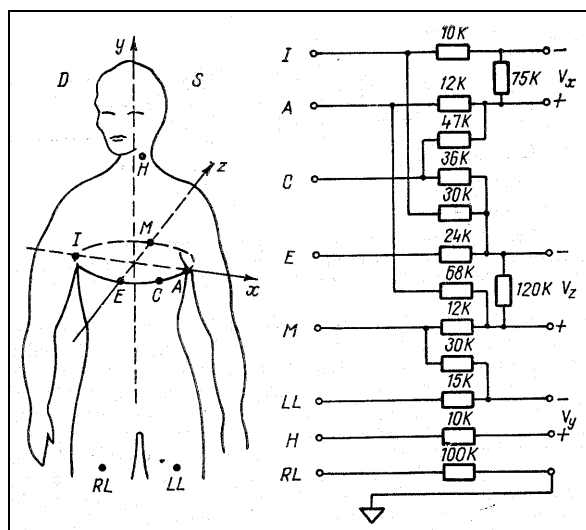


Figura 4.12 Pozitia electrozilor si rețeaua de compensare Frank

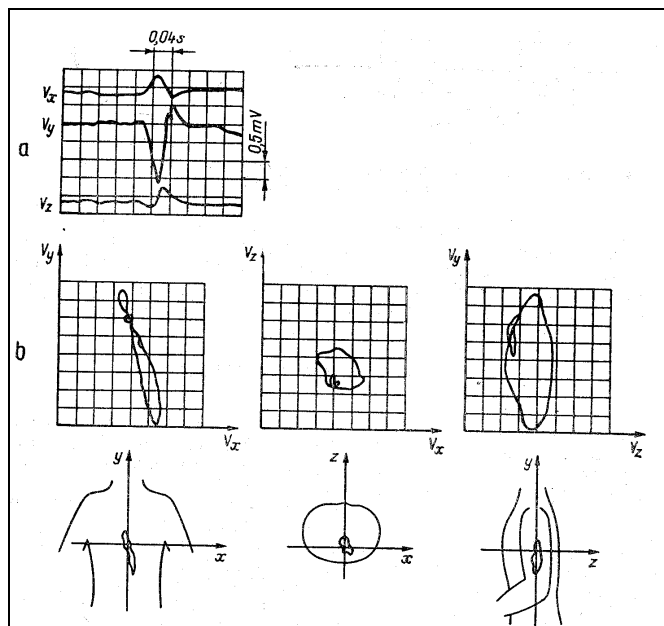


Figura 4.13 Vecorcardiograma în sistemul Frank

Figura 4.14 reda schema-bloc a VCG, în care: 1 – rețea de corectie; 2 – selector de axe; 3 – canale ECG; 4 – amplificare și adaptare; 5 – circuit de detecție undă R; 6 – generator de săgeată. Modularea în intensitatea a spotului ecranului are loc însumând tensiunea (negativă) de comandă a grilei Wehnelt cu tensiunea amplificată a proiecției după cea de-a treia direcție. Sensul de parcurgere a buclelor VCG se obține introducând o dată cu informația pe a treia axă niște impulsuri de modulare a spotului cu trei niveluri (impulsuri de “săgeată”), astfel: un nivel coborât, care sumat cu tensiunea grilei și cu tensiunea pe axa 3 blanchează (ascunde) traseul, un nivel intermediar, care sumat cu celelalte două produce o intensitate medie a spotului și al treilea nivel pentru intensitate mare. Perioada acestor impulsuri trebuie sincronizată cu perioada ciclului cardiac.

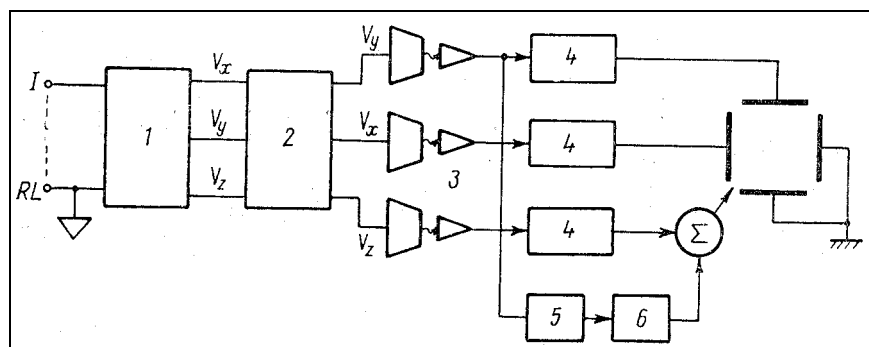


Figura 4.14 Schema-bloc a vectorcardiografului

4.2.3 Fonocardiografie

Fonocardiografia (FCG) este tehnica de masurare si redare a zgomotelor cardiace produse de curgerea sângelui prin inima, de activitatea mecanica de contractie si relaxare a cordului si de închiderea si deschiderea valvulelor.

Sistolei ventriculare îi este asociat un zgomot având durata de (0.06 – 0.15) sec. si spectru în banda 30 – 130 Hz, numit *zgomotul I* (Figura 4.15). Sfârșitul sistolei ventriculare este marcat de *zgomotul II*, de durata 0.06 – 0.12 sec., banda de 100 – 150 Hz si amplitudini mai mari ca zgomotul I. Aceste doua zgomote sunt audibile normal. Pe lângă ele mai exista *zgomotul III* (sau *protodiastolic*, durata 0.05 – 0.1 sec., banda 20-30 Hz) si *zgomotul IV* (sau *presistolic*, durata 0.05 – 0.1 sec., banda sub 20 Hz).

În anumite cazuri patologice si de efort puternic apar sufluri cardiace, datorate curgerii turbulente a sângelui din cauze diverse (de exemplu datorita unor afectiuni valvulare). Aceste sufluri au componente de frecventa între 150-1000 Hz, au durata mai mare si se aud într-o zona mai concentrata a cavitatii toracice. Formele de unda ale suflurilor cardiace patologice, prin amplitudinea, banda de frecventa si pozitionarea în timp în ciclul cardiac pot indica precis dereglari în functionarea valvulelor, în transmiterea impulsului de depolarizare în cord si o vâscozitate anormala a sângelui. FCG “patologice” sunt catalogate si exista azi o bogata cazuistica în cardiologia clinica. Zgomotele cardiace sunt atenuate diferit spre suprafata corpului. Astfel, muschii si grasimea atenuaza frecventele înalte, zgomotul II si suflurile iar plămânii - în corelatie cu ciclul respirator – evidentiaza

joasa frecventa. Presupunând în locul cordului un generator echivalent de zgomot alb, caracteristica ideala de frecventa a toracelui (pâna la traductorul plasat pe piele) este redată în Figura 4.16(a). Ea are forma

$$A = k \frac{1}{f^2} .$$

Caracteristica reala, mediata pe diferite structuri de tesuturi umane, apare în Figura 4.16(b). La auscultatie caracteristica este compensata de caracteristica urechii, mai sensibila la frecvente înalte.

Figura 4.17 prezinta schema-bloc a unui fonocardiograf. FTS 1-5 sunt filtre trece-sus care compenseaza pe benzi de frecventa caracteristica reala a toracelui. Punctele J, M₁, M₂, I si “auscultatie” respecta caracteristici de frecventa impuse de sistemul standardizat Maas-Weber. Caracteristica ultimului filtru, cu frecventa de taiere la 20 dB de 400 Hz, reproduce caracteristica urechii umane pentru redarea acustica pe difuzor a zgomotelor si suflurilor cardiace. Pentru înregistrarea grafica a FCG în benzile M₂ si I se face o detectie de anvelopa a unui semnal MA în care purtatoarea este o oscilatie de JF usor inscriptibila (de obicei 80 Hz). În figura, (6) este oscilatorul pe 80 Hz, (7) – modulator MA iar (8) - înregistrator.

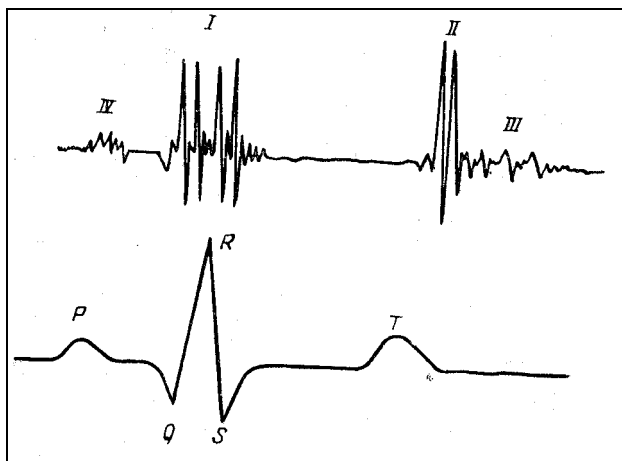


Figura 4.15 Fonocardiograma
si ECG normale

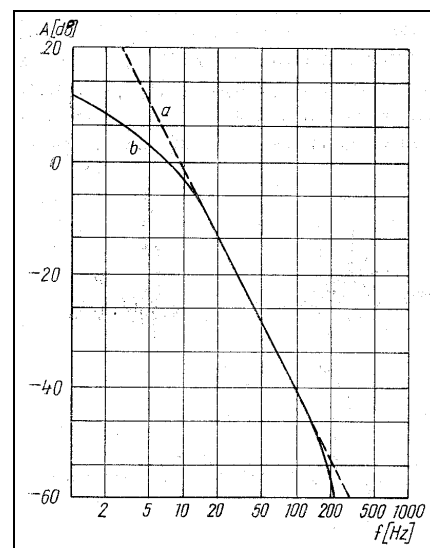


Figura 4.16 Caracteristica de frec-
venta a toracelui: (a) ideala; (b)
reala

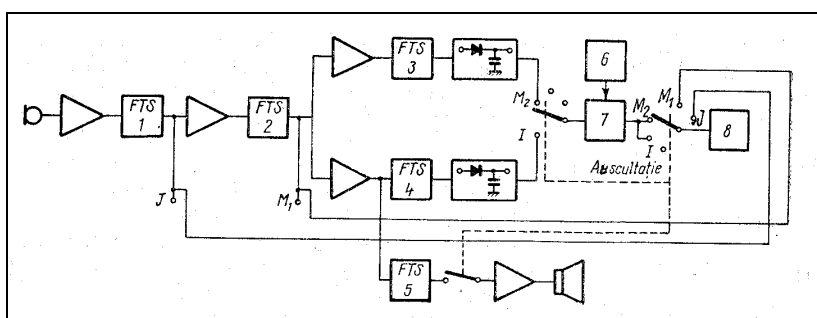


Figura 4.17 Schema-bloc a unui fonocardiograf

4.2.4 Prelucrari semiautomate ale semnalului ECG

Monitorizarea activitatii cardiace implica achizitia si prelucrarea cvasipermanenta a ECG, realizate în timp real (rapid, prin circuite specializate) sau “off-line” (pe ECG memorate). Tehnicile semiautomate de prelucrare a ECG usureaza analiza acestora si înlatura subiectivismul interpretarii.

Frecventa cardiaca instantanee sau perioada instantanee a ciclului cardiac se poate masura pe ECG prin detectarea undelor R. În monitorizare, afisarea

ritmului cardiac instantaneu are loc prin comanda bazei de timp de catre undele R. Impulsul astfel format trebuie întârziat cu 0.2 sau cu 0.25 sec. pentru a se vizualiza toate semnalele ce apar într-un ciclu cardiac (Figura 4.18, [Str82]). Pe ecran declansarea spotului are aceeasi pozitie indiferent de ciclul cardiac, dar spotul se termina la o distanta proportionala cu durata ciclului. Astfel, ecranul poate fi etalonat în unitati de timp sau/si în batai/minut.

Conturografia este tehnica de reprezentare scopica a ECG prin cicluri succesive, unul sub celalalt, pentru evidentierea diferentelor dintre ele (Figura 1.21).

Schema-bloc a unui *conturograf* este redată în Figura 4.19, [Str82]. Tensiunea de deflexie pe verticala este formata din semnalul ECG (util) si o tensiune liniar variabila care ofera caderea spotului din punctul de început stânga-sus în punctul de sfârșit dreapta-jos, corespunzator celor n cicluri afisate. Timpul de baleiere verticala, t_y , este un multiplu al timpului de baleiere orizontala, t_x , dat de baza de timp (Figura 4.20).

Pentru afisare se foloseste un osciloscop cu persistenta variabila si cu memorie. În plus, vârfurile undelor ECG sunt accentuate fata de linia izoelectrica prin comanda tensiunii electrodului ce da intensitatea spotului cu undele ECG redresate total. Exista astfel trei regimuri de functionare: (1) *scalara* (electrocardioscop cu un traseu); (2) *conturografica*, persistenta fiind reglata manual în functie de numarul traseelor afisate (între 7 si 30); (3) *memorata*, când pe ecran sunt “înghetate” anumite trasee achizitionate în timp real sau memorate pe un anumit suport.

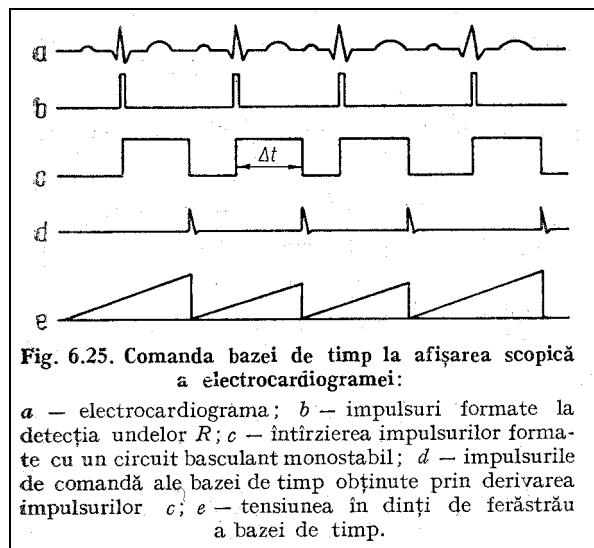


Figura 4.18 Comanda bazei de timp la afisarea scopica a ECG

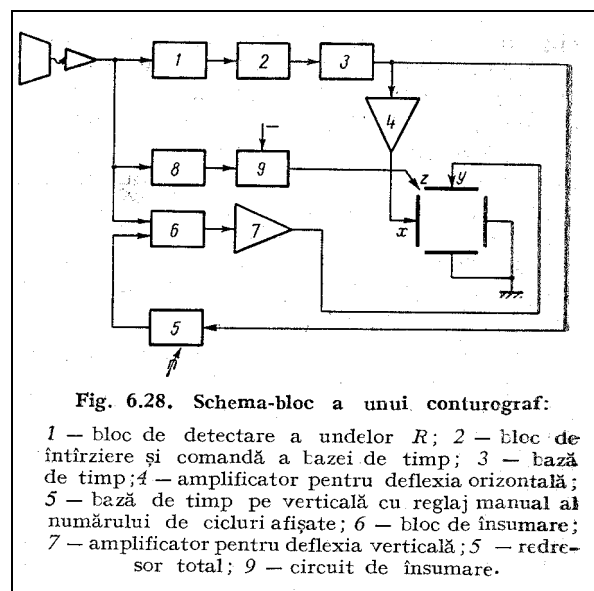


Figura 4.19 Schema-bloc a unui conturograf

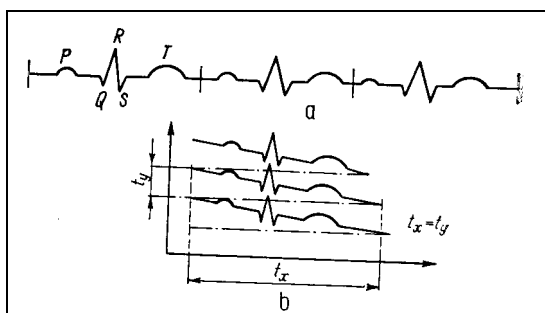


Fig.4.20 Timpul de baleiere verticala

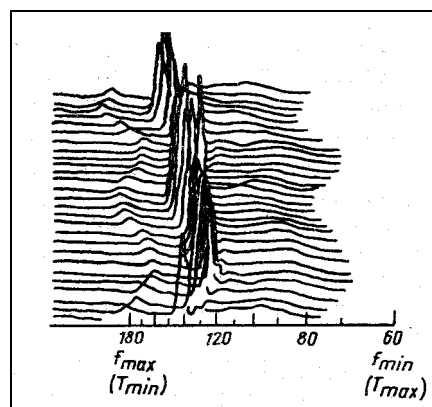


Fig. 4.21 Imagine conturografica

Histograma intervalelor si histograma frecventelor. Variatia într-un timp de observare t a ritmului cardiac (sau a ciclurilor cardiace, intervalul R-R) poate fi determinata prin numararea ciclurilor care au avut o anumita valoare de timp (Figura 4.22, a). Similar se poate calcula histograma frecventelor cardiace (b).

În Figura 4.23 apare histograma frecventelor cardiace fetale, pentru 3000 de cicluri cardiace. Cazul (a) a avut la nastere indicele Apgar 10 iar cazul (b) - doar 6.

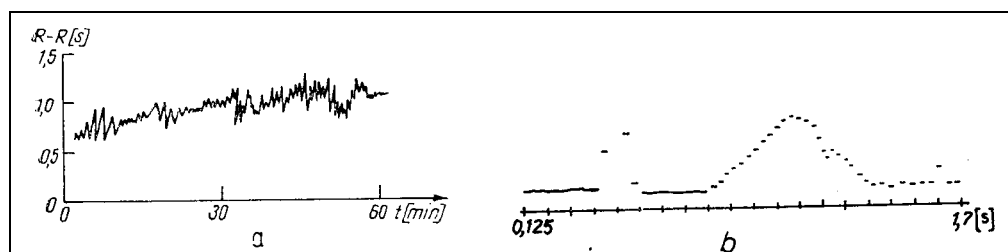


Figura 4.22 Variatia duratelor ciclurilor cardiace (a) si histograma acestor durate

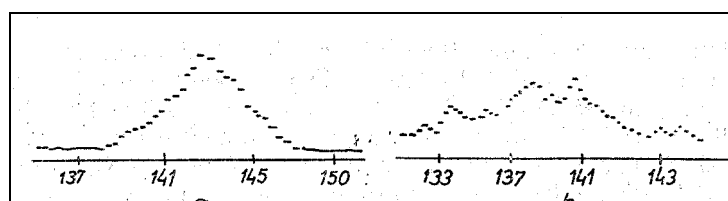


Figura 4.23 Histograma frecventelor cardiace fetale: (a) normale; (b) patologice

Analiza aritmiilor

În Figura 4.24 apare partea de achiziție și conversie a semnalului ECG într-un sistem digital de prelucrare. Semnalul este transformat în formă digitală cu un convertor A/D pe 14 biți, frecvența de eșantionare fiind de 400 Hz. În plus, circuite adecvate pot determina prezența impulsurilor de stimulare, caz în care se generează în sistem un bit suplimentar. Semnalul numeric ECG se transmite prin optocuploare unui circuit preprocesor, care execută filtrări digitale ș.a. calcule rapide. Transmiterea datelor către procesorul principal (un microsistem sau microcalculator) are loc pe grupe de biți. Un prim grup de 8 biți / 100 Hz din cei 14 ai semnalului ECG folosește reprezentării grafice a ECG. Al doilea grup (14 biți / 200 Hz) transmite întregul semnal în vederea analizei iar al treilea pachet de date conține biții de informare specială. Sistemul prezentat poate folosi și altor prelucrări / analize ale ECG.

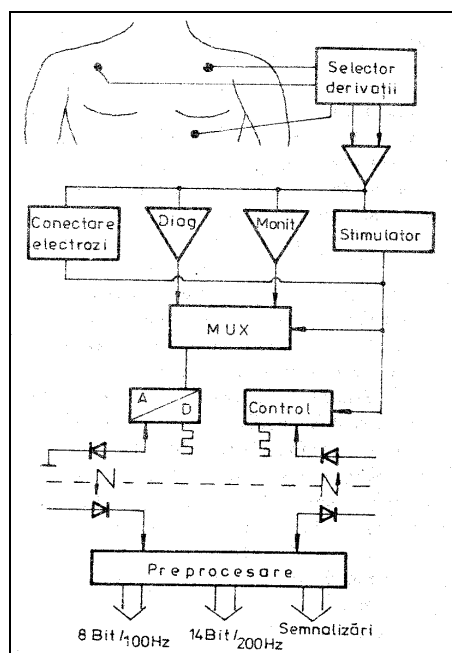


Figura 4.24 Schema pentru achiziție și prelucrare a semnalului ECG

4.2.5 Prelucrări automate ale ECG.

În multe cazuri clinice analiza vizuala a unei ECG nu poate stabili exact diagnosticul pacientului, datorita numarului mare de parametri (cca. 20 pentru o singura derivatie) care trebuie analizati si corelati între ei. În plus, diagnosticarea precisa implica informatii corelate de la toate cele 12 derivatii.

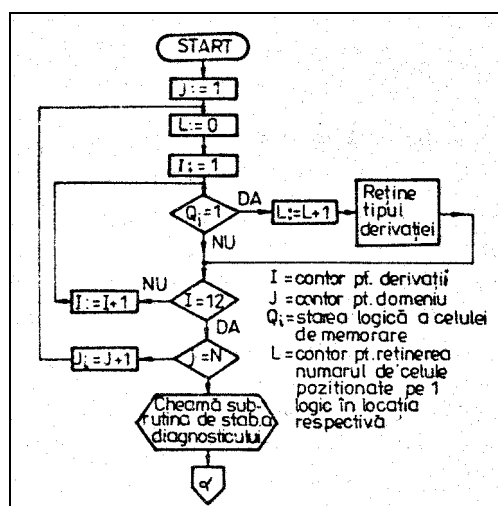


Figura 4.25 Organigrama prelucrării datelor ECG

Organigrama prelucrării se bazează pe principiile de diagnosticare ale clinicianului, prin interpretarea vizuală a ECG (Figura 4.25). Marimea ce caracterizează un parametru se împarte în anumite domenii, limitele acestor domenii fiind impuse de natura anomaliilor în funcționarea cordului. De exemplu, pentru aritmii: dacă frecvența este în domeniul 15 – 40 batai/min există bradicardie sinusala pronunțată; între 40 – 60 b/min – bradicardie sinusala; 60-110 b/min - ritm sinus normal; 110-130 b/min - tahicardie sinusala. Valoarea parametrului trebuie analizată în toate ECG aferente celor 12 derivații. Prin urmare memoria RAM se organizează rezervând fiecărui domeniu o locație de memorie. Numărul de locații folosite pentru prelucrare este $N = N_i N_j$, unde N_i este numărul de domenii corespunzătoare unui parametru iar N_j este numărul de parametri analizați. Fiecare locație are 12 celule de memorie, căci unei derivații îi corespunde o celulă de memorie. Pentru stabilirea diagnosticului final se consideră toate

variantele de diagnostic stabilite anterior si acele variante care sunt secundare sau redundante se ignora.

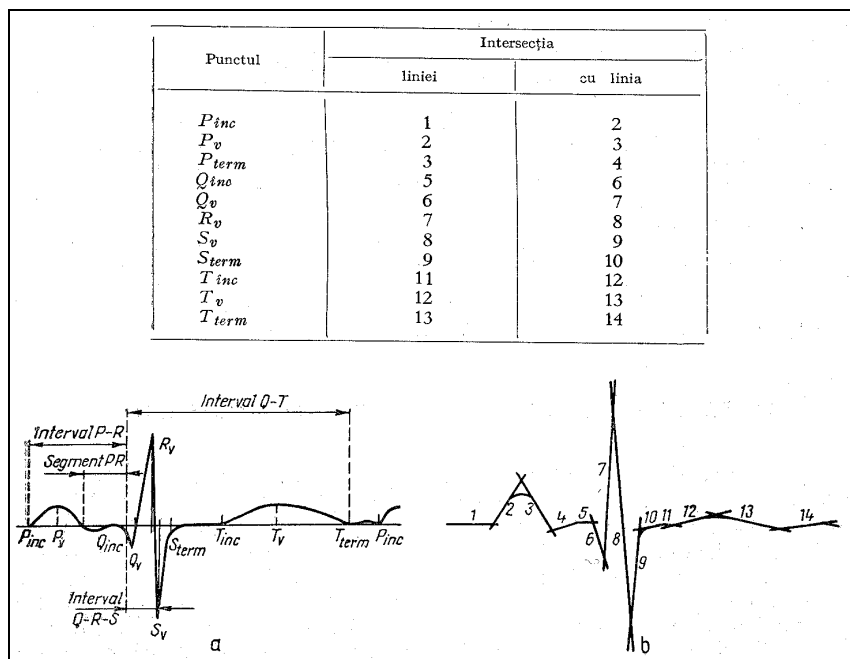


Figura 4.26 Definirea punctelor de referinta pentru modelul liniar al ECG

În cadrul *analizei deterministe* (programe de analiza din prima generatie) se abordeaza metode grafice de analiza a ECG (Figura 4.26). Astfel, se masoara parametrii temporali si de amplitudine aferenti ECG curente, care se compara cu valorile normale memorate în baza de date. Metoda permite o apreciere relativa, nelocalizându-se originea bolii cardiace. Rezultate sigure le confera metode combinate (analiza automata, angiocardiografie, echocardiografie, cateterism cardiac s.a.).

Programele de *analiza multivariata a ECG ortogonale* (din a doua generatie) calculeaza probabilitatile posterioare ale diferitelor diagnostice aferente multimii datelor achizitionate, în vederea clasificarii acestora. ECG în culegere ortogonala (sistemul Frank) se memoreaza si se converteste numeric folosind esantionare cu 500 Hz.

Variabila	Coef. funcției de discriminare		Media variabilelor		Produsul m · c · 1000
	Brut	Normalizat	Sănătoși	Hipertensivi	
Max QRS xy	0,31	-0,003	1,35	0,92	-3,6
1/8 QRS z	10,48	0,930	0,14	0,06	94,4
2/8 QRSz	-2,47	-0,258	0,27	0,18	-57,2
3/8 QRS y	1,58	0,113	0,49	0,32	46,0
4/8 QRS xy	2,56	0,203	1,17	0,64	184,1
5/8 QRS xy	-0,18	-0,048	0,60	0,35	-22,8
6/8 QRS z	2,06	0,157	0,38	0,28	51,6
7/8 QRS z	-0,02	-0,033	0,12	0,10	-3,7
8/8 QRS y	-19,22	-1,795	0,01	0,01	-12,6
2/8 ST-T _{xz}	-21,06	-1,964	0,09	0,07	-164,0
3/8 ST-T _{xz}	3,05	0,248	0,126	0,09	27,2
4/8 SZ-T _z	0,82	0,043	0,174	0,12	6,5
5/8 ST-T _{xz}	10,67	0,947	0,343	0,24	276,7
6/8 ST-T _{xyz}	-6,87	0,662	0,480	0,29	-254,3
7/8 ST-T _{xyz}	23,46	2,121	0,327	0,15	510,2

Figura 4.27 Rezultate ale analizei multivariate pentru hipertensiune arteriala

Metoda este urmatoarea: fie x un vector k -dimensional al masurarilor ECG pe pacient, m – numarul de clase posibile de boli cardiace si i - o clasa particulara. Fie $f(x/i)$ densitatea de probabilitate (probabilitatea conditionata) a lui x pentru clasa i si g_i probabilitatea *a priori* (neconditionata) de a avea categoria i de maladie. Conform teoremei Bayes, probabilitatea *a posteriori* de a avea clasa i , data de vectorul x , este:

$$P(i | x) = \left[\sum_{j=1}^m \frac{g_j}{g_i} \cdot \frac{f(x | j)}{f(x | i)} \right]^{-1}.$$

Aceste probabilitati se calculeaza pentru toate entitatile de diagnostic masurate (complexul QRS, unda P, durata ST-T). Analiza trebuie sa tina cont de modificarile ECG cu vârsta, sexul si diferitele tari. Variabilitatea duratei ECG se trateaza normalizând în timp ECG prin împartirea duratelor complexului QRS si a intervalului ST-T în opt parti egale (Figura 4.27, în care m = media comuna si c = coeficientul normalizat).

Programele evaluate de analiza a ECG (de generatia a treia) permit localizarea anatomica a surselor ce produc ECG, pornind de la masurarea precisa a distributiei de potential la suprafata corpului si folosind o vesta cu 72 de electrozi plasati pe torace.

EKG moderne contin un microcalculator care are rolurile de a automatiza programarea aparatului, de a selecta automat derivatiile si de a masura si interpreta parametrii semnalelor ECG.

În Figura 4.28 este redată schema-bloc a unui astfel de EKG, în care modulul de achiziție preia semnalele de la pacient printr-un cablu cu 14 fire, le bufferează, selectează și amplifică în partea flotantă a blocului. Sistemul modulator-demodulator cu transmisie optică izolează blocul de achiziție (partea flotantă) de restul aparatului. Semnalele sunt multiplexate și aplicate unui convertor A/N lucrând cu o viteză de eșantionare de 250 Hz. Unitatea centrală de prelucrare (UCP) controlează transferul datelor de la convertor spre memoria RAM. Aici sunt stocate semnalele celor 12 derivații, având durată de cinci secunde fiecare. Pentru o rezoluție de 10 biți a conversiei A/N (doi octeți / eșantion) capacitatea memoriei RAM necesare este de 32 kB (a se verifica).

Sucesiunea analizei este următoarea: se determină poziția complexelor QRS, intervalele R-R dintre ele și pe baza acestor intervale se calculează frecvența cardiacă după formula $HR = 60 / RR$ (bătăi/min). Apoi se caută poziția undelor P, apoi intervalele PR. Urmează determinarea intervalelor QRS și QT. Folosind formula

$$QT_c = QT / \sqrt{RR}$$

se calculează intervalul QT corectat în raport cu frecvența cardiacă.

Axa electrică a inimii în plan frontal se determină raportând valorile absolute ale complexelor QRS din două derivații (de ex. I și aVF). Analiza hipertrofiilor cardiace se efectuează evaluând amplitudinile undelor R și S în derivațiile V_6 și V_1 .

Afisarea ECG are loc citindu-le din memorie și aplicându-le cu ajutorul convertorului N/A înregistratorului. Alături se înregistrează și rezultatele măsurătorilor și ale interpretării ECG. Panoul aparatului conține o tastatură și un afișor cu șapte segmente. Aparatul poate fi programat în trei moduri de lucru: manual, automat și automat cu analiză. Filtrarea semnalului ECG se realizează cu două filtre: unul trece-jos având frecvența de 35 Hz și altul de rejectie a perturbațiilor rețelei de 50

Hz. Sensibilitatea se selectează din valorile 5, 10 sau 20 mm/mV. Informațiile auxiliare referitoare la pacient sunt introduse de la tastatură. În modul de lucru manual pot fi selectate culegerile Frank (V_X , V_Y , V_Z).

În Figura 4.29 se prezintă schema unui amplificator flotant cu transmisie optică a semnalului. Semnalul de la electrozi se aplică pe intrările neinversoare ale AO tip A_1 , în montaj repetor de tensiune. Rezistoarele R_1 și A_1 asigură protecția la defibrilare. Semnalele sunt selectate cu multiplexoarele analogice MUX și aplicate unui amplificator diferențial (A_2) având amplificarea limitată la 10. C_1 separă semnalul ECG de tensiunea continuă de decalaj și împreună cu R_6 produce o frecvență minimă a benzii de trecere de 0,05 Hz. A_3 amplifică de 20 de ori și translează nivelul de c.c. pentru aplicarea semnalului modulatorului tensiune / frecvență M. Semnalul MF se aplică optocuplorului OC, apoi demodulatorul D reface semnalul ECG. Grupul R_{14} - C_6 separă semnalul de purtătoare. A_4 amplifică de cinci ori și retranslează semnalul pe componenta nulă de c.c.

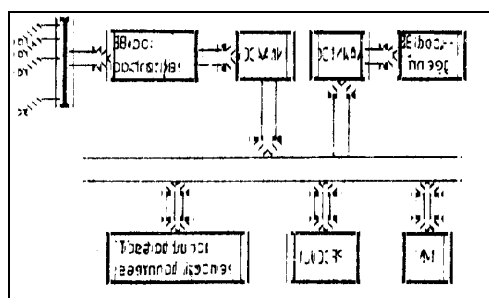


Figura 4.28 EKG cu μ procesor

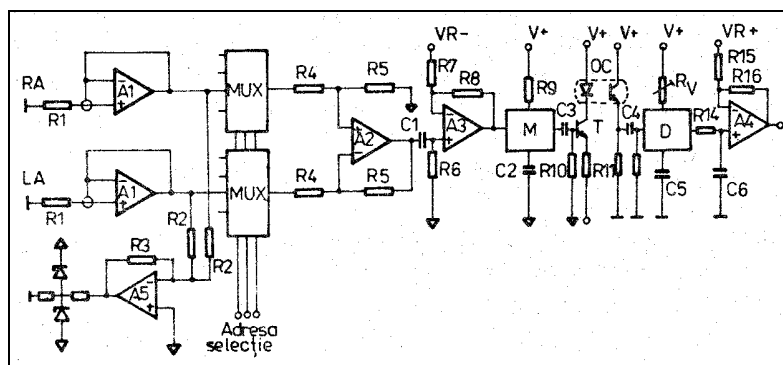


Figura 4.29 Amplificator izolator cu optocuplor

Diagnostic în cardiologie

Exista situatii, cum este cea a infarctului miocardic, care necesita tehnici pentru determinarea rapida si precisa a prezentei si extinderii leziunii. Astfel, este posibil sa se limiteze extinderea necrozei miocardice si sa se recupereze o parte din zona ischemolezionara adiacenta. Sunt necesare deci tehnici pentru determinarea secventiala, în timp, a marimii zonei infarctizate, ceea ce ar permite în plus si stabilirea unor corelatii între marimea infarctului si tulburarile consecutive în functionarea ventriculului stâng.

Mappingul cardiac este o metoda de cartografiere a propagarii frontului de excitatie la nivelul suprafetei epicardice a inimii (mapping epicardiac) sau la nivelul toracelui, în regiunea precordiala (mapping precordial). Se obtin astfel harti plane (cartograme) ale propagarii frontului de excitatie.

Cartogramele pot fi *izopotentiale*, când se unesc toate punctele în care potentialul cules are aceeasi amplitudine, sau *izochrone*, caz în care se unesc punctele în care frontul apare simultan. Metodele în sine se numesc mapping izopotential, respectiv izochron. Alegerea metodei se face în functie de tema analizata.

Figura 4.30 prezinta schema generala a instalatiei pentru mapping precordial. Semnalele ECG sunt amplificate individual, multiplexate si convertite în semnal digital. Microcalculatorul prelucreaza datele si comanda trasarea de catre inscriptor a curbilor izopotentiale sau izochrone ale cordului. Simultan cu fiecare experiment se achizitioneaza un semnal ECG de control (martor), luat dintr-o derivatie standard, care este referinta pentru momentul achizitiei si pentru momentul initial, functie de aparitia complexului QRS. Datele achizitionate si / sau prelucrate pot fi memorate.

Prelucrarea si interpretarea semnalelor EAG necesita fie un sistem cu μP , fie un sistem de calcul central. Parametrii semnalului EAG trebuie comparati cu cei ai unui semnal standard, care sunt determinati experimental si memorati permanent. În plus sistemul trebuie sa ofere si un diagnostic orientabil (Figura 4.32).

Metoda prezentata permite si actiunea de monitorizare, unui parametri ai formei de unda EAG având relevanta pentru indicarea unei disfunctii a circulatiei sanguine, atât prezente cât si posibile în viitor (lucru important în situatii limita - operatii, reanimare – sau în studii farmacodinamice).

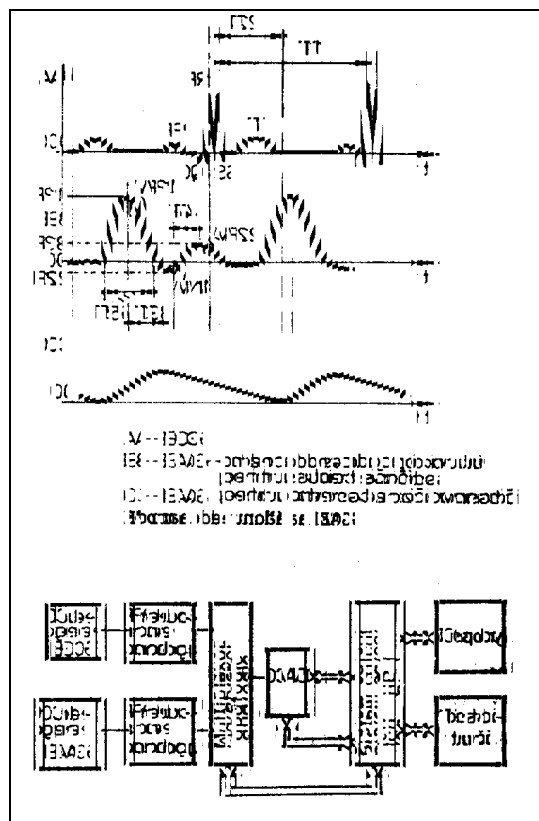


Figura 4.31 Sistemul de EAG

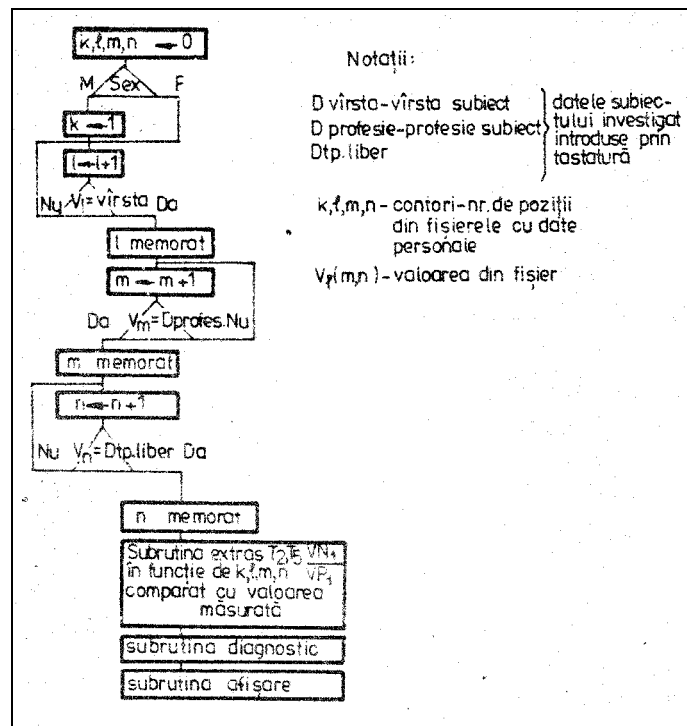


Figura 4.32 Organigrama analiza EAG

4.2.6 ECG de înalta rezoluție

ECG de înalta rezoluție (ECG-IR) a devenit un standard pentru sistemele ECG digitale. Utilitatea metodei consta în capacitatea ei de a detecta și înregistra "potentialele tardive" care pot apărea după complexul QRS. Având amplitudini foarte mici (cca. 1 μ V), aceste semnale nu apar pe ECG standard și indică existența unor regiuni anormale ale ventriculelor responsabile pentru tahicardia ventriculară.

ECG-IR se aplică pe sistemul de culegeri Frank (x, y, z). Semnalele astfel culese sunt esantionate cu 1000-2000 Hz / canal, aliniate în timp cu un corelator QRS în timp real și sumate într-un semnal-medie. Mediarea îmbunătățește teoretic raportul semnal / zgomot cu un factor egal cu rădăcina pătrată a numărului de cicluri cardiace mediate, dacă semnalul este staționar pe durata medierii și dacă zgomotul este aleator.

Figura 4.33 indică etapele prelucrării ECG-IR în vederea obținerii potențialelor tardive [3]. În A apare o înregistrare de 3 sec. a ECG, cu rezoluție standard. În B semnalele au fost obținute după mediarea a 200 de cicluri, folosind o frecvență de

esantionare de 10 ori cât cea din A si un câștig de cinci ori mai mare. Se observa aparitia potentialelor întârziate. În figura C semnalele sunt filtrate trece-sus cu un filtru digital Butterworth de ordinul 2 având frecventa de taiere la 3 dB de 40 Hz.

O metoda clasica de analiza impune combinarea celor trei semnale filtrate într-un vector de amplitudine $(X^2+Y^2+Z^2)^{1/2}$ (figura D). Din forma rezultata pot fi determinati parametri ca: durata totala QRS (inclusiv potentialele întârziate), valoarea patratica medie (RMS) a ultimelor 40 msec. (20 μ V) si durata potentialelor întârziate (LAS – Low Amplitude Signal) masurata de la nivelul de 40 μ V pâna la sfârșitul semnalului (54 msec). Valorile anormale ale acestor parametri sunt folosite pentru identificarea pacientilor cu risc mare de tahicardie ventriculara care urmeaza unui atac de cord.

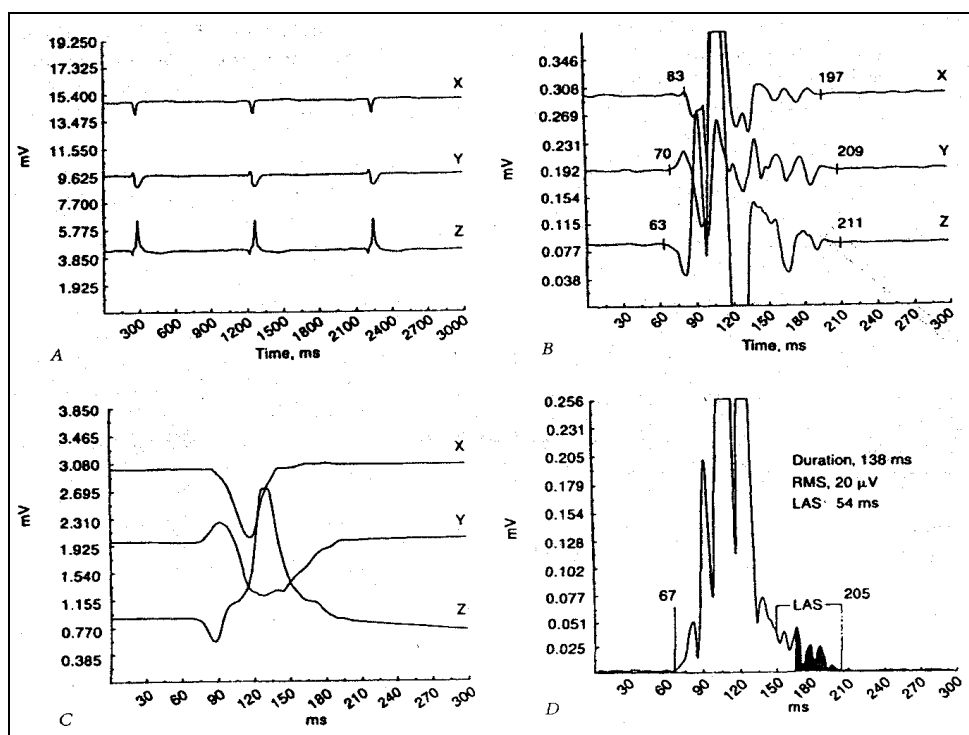


Figura 4.33 Etapele obtinerii ECG de înalta rezolutie

4.2.7 Alte metode de analiza avansata a ECG

Tehnicile de *filtrare adaptiva* bazate pe algoritmul LMS (Least Mean Square) sau pe *filtre recurente* duc la cresterea raportului semnal / zgomot al biosemnalelor

(Figura 4.34). Semnalul achizitionat este format din semnalul pur (“dorit”, s) si din zgomotul n_1 cunoscut si necorelat cu semnalul util. Acelasi zgomot se aplica sursei de referinta. Bucla de reactie a filtrului modifica ponderile vectorului-semnal, W_k , în vederea minimizarii erorii semnalului y de iesire fata de cel dorit. Algoritmul LMS are forma

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu \varepsilon_k X_k,$$

unde μ este viteza de convergenta, ε_k este eroarea la pasul k si X este vectorul de corelatie pentru semnalul de referinta.

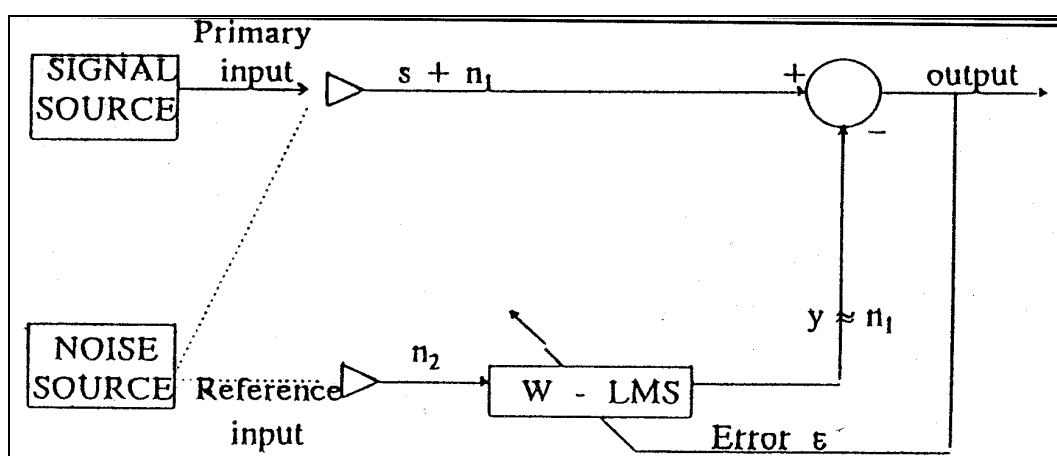


Figura 4.34 Principiul algoritmului LMS

Alte metode moderne de filtrare a semnalului ECG folosesc filtrarea multibanda, tehnici “wavelet” (ce permit analiza în domeniul timp-frecventa), operatori morfologici (eroziune, expandare, închidere, deschidere).

Metodele *dinamicii neliniare si teoria haosului* permit descrierea si analiza semnalelor biomedicale. De exemplu, metoda Takens a întârzierilor determina un atractor al sistemului dinamic în spatiul starilor K -dimensional, pornind doar de la reprezentarea în domeniul timp a semnalului. De exemplu, daca semnalul ECG este descris de M variabile în spatiul starilor, semnalul reconstituit are forma

$$[X_i^K] = [X_i, X_{i+\tau}, X_{i+2\tau}, \dots, X_{i+(K-1)\tau}],$$

în care τ este întârzierea, iar K este dimensiunea de corelatie a spatiului si determina cel mai mic numar de variabile independente care descrie unic semnalul

(ECG) (Figura 4.35). Figura 4.36 prezinta atractori pentru ECG tip “bigeminy” (a), respectiv pentru semnal normal cu bataie ventriculara prematura (b). S-a folosit esantionare cu 250 Hz si $\tau = 7$. Atractorii au fost calculati folosind algoritmul Grassberg-Procaccia.

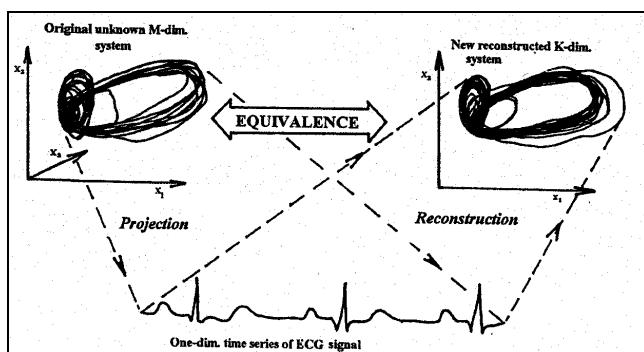


Figura 4.35 Reconstructia spatiului starilor semnalului ECG

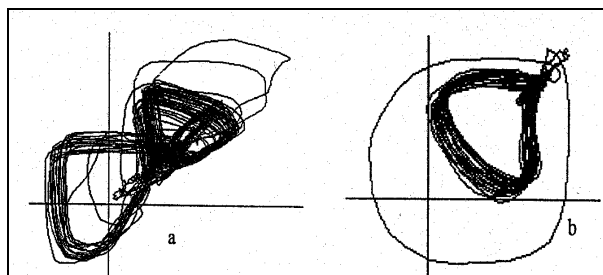


Figura 4.36 Atractori ai semnalului ECG

4.3 Masurarea presiunii sanguine

Masurarea presiunilor în corpul uman (tensiunea arteriala, presiunea intrapulmonara, intraesofagiana, intracelulara, intraoculara etc.) ofera informatii despre starea zonei investigate. Presiunea în sistemul cardiovascular este caracterizata de o valoare maxima (*presiunea sistolica*, p_s , normal 120...130 mmHg) si una minima (*presiune diastolica*, p_D , cca. 70 mmHg) (Figura 4.37).

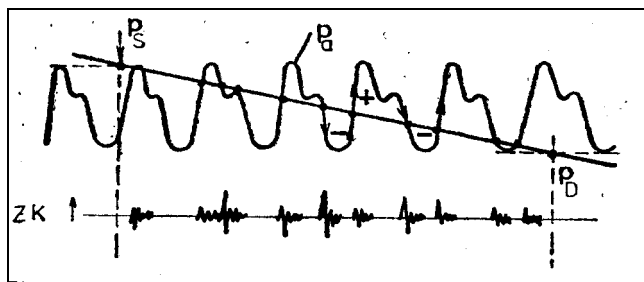


Figura 4.37 Curbele presiunii exterioare, a celei arteriale si efectele fonice asociate

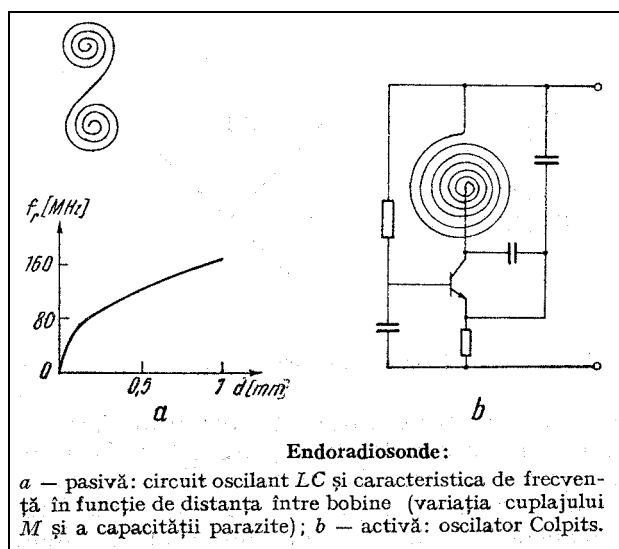


Figura 4.38 Endoradiosonde

Masurarea presiunii arteriale este posibila pe doua cai: *directa*, cu o sonda introdusa chirurgical si *indirecta*, neinvaziva, de exemplu determinând efectele unei compresii locale: zgomote, oscilatii, variatii de impedanta electrica s.a.

Masurarea directa a presiunilor se face folosind traductoare de deformatie mecanica la iesirea carora se obtine semnal electric. Ele pot functiona *piezorezistiv*, *capacitiv*, *inductiv* sau *optic* si pot fi realizate în tehnologia circuitelor integrate. Traductorul piezorezistiv consta dintr-o punte tensiometrica si are sensibilitatea în jur de $10^{-4} \text{ (mmHg)}^{-1}$. Traductoarele capacitive au sensibilitate de cca. 10 ori mai mare, dependenta mai redusa cu temperatura si dimensiuni si consum mai mici. Astfel, ele pot fi cateterizate în artere. În neurochirurgie se folosesc

endoradiosonde pentru monitorizarea presiunii intracraniene (Figura 1.38 [3]). Realizate în tehnologia straturilor subțiri, ele pot fi pasive (circuit oscilant LC) sau active (oscilator Colpitts). Elementele de circuit își modifică mărimea sub acțiunea presiunii, determinând variații ale frecvenței de rezonanță. La cele pasive, absorbția de rezonanță se face cu un grid-dip-metru.

4.3.1 Măsurarea indirectă a presiunii sanguine

Aparatele utilizate pentru măsurarea indirectă a presiunii arteriale sunt cunoscute sub denumirea de **sfigmomanometre**. Un sfigmomanometru este format dintr-o manșetă de presiune, o pompă de mână din cauciuc, prevăzută cu o supapă de reglare, un manometru mecanic (cu mercur sau aneroid) și conducte flexibile de legătură.

Un astfel de sfigmomanometru, combinat cu un stetoscop, măsoară presiunea arterială prin **metoda ascultatorie**. Această metodă este simplă și frecvent utilizată în clinici, dar nu este precisă, are o inerție mare, nu indică presiunile sistolică și diastolică în decursul aceluiași ciclu cardiac și nu permite indicarea continuă a presiunii.

Aparatele pentru măsurarea indirectă a presiunii sângelui au diferite variante constructive, de la cele mecanice, clasice, la cele electronice sau pentru monitorizarea presiunii arteriale.

Sfigmomanometrul cu mercur constă dintr-un manometru cu mercur, o manșetă de presiune, o pompă de mână, din cauciuc, cu o supapă de reglare a presiunii și un stetoscop pentru ascultarea zgomotelor Korotkoff.

Sfigmomanometrul aneroid este asemănător sfigmomanometrului cu mercur, cu deosebirea că manometrul este aneroid și nu cu mercur. Manometrul aneroid poate fi montat pe masă sau atașat pompei de cauciuc. Prezintă avantajul unei calibrări ușoare, dar se uzează repede și este sensibil la șocurile mecanice. Din acest motiv, necesită calibrări dese.

Aparatele pentru măsurarea presiunii arteriale pot fi semiautomate sau automate, după cum pompa de mână este înlocuită cu una automată, electrică, manometrul este înlocuit cu un traductor de presiune, stetoscopul este înlocuit cu un microfon, etc. Măsurarea presiunii poate fi realizată printr-o comandă manuală sau automat, la intervale de timp prestabilite. De asemenea, valorile înregistrate pot fi memorate și prelucrate ulterior.



Tensiometru cu mercur M5 fabricatie Kawe – Germania



Sfigmomanometru mecanic cu manometru aneroid și stetoscop



Tensiometru mecanic Fazzini

Dispozitivele semiautomate includ un monitor electronic cu un senzor de presiune, un afișaj digital, o manșetă de presiune și o pompă de mână, din cauciuc. Presiunea este crescută manual cu ajutorul pompei de cauciuc. Dispozitivul decompresă automat manșeta și afișează valorile presiunilor sistolică și diastolică. De asemenea, poate fi afișat și pulsul. Aceste dispozitive sunt alimentate cu baterii și utilizează tehnica oscilometrică. Sunt compacte, portabile, având greutate mică. Sunt utilizate în special la domiciliul pacientului, dar nu sunt recomandate celor care au aritmii. Sunt mai dificil de calibrat și necesită atenție la decontaminare pentru manșetă.



Monitor de presiune semiautomat digital

Dispozitivele automate includ un monitor electronic cu un senzor de presiune, un afișaj digital, o manșetă de presiune. Presiunea din manșetă este crescută cu o pompă electrică. Aceste dispozitive pot avea un sistem de ridicare a presiunii setat de pacient sau automat (presiunea este ridicată cu 30 mmHg peste presiunea sistolică estimată). În timpul funcționării, dispozitivul crește și scade automat presiunea din mașetă și afișează valorile sistolică și diastolică, precum și pulsul. De

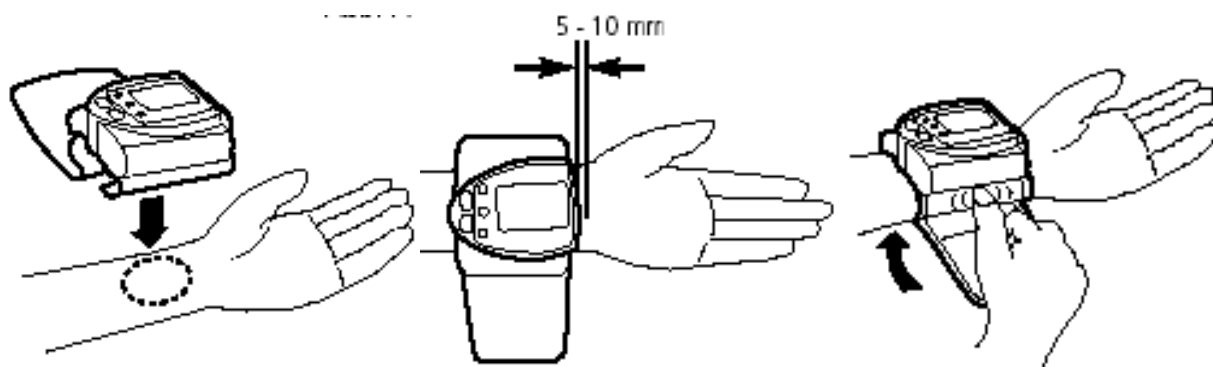


asemenea, pot avea facilități de memorare a ultimei măsurări sau până la ultimele 10 citiri. Aceste dispozitive sunt alimentate cu baterii și utilizează tehnica oscilometrică.

Monitorizarea automată a presiunii

Dispozitivele pentru încheietura mâinii includ un monitor electronic cu un senzor de presiune, o pompă electrică, o manșetă de presiune pentru mână. Dispozitivul însuși poate fi poziționat pe mână. Funcționarea este asemănătoare cu cea a dispozitivelor automate. Utilizează tehnica oscilometrică. De preferat, aparatul este poziționat pe mâna stângă.





Poziționarea dispozitivului de măsurare a presiunii

4.3.2 Măsurarea presiunii sângelui cu sfigmomanometrul și stetoscopul

Metoda ascultatorie este neinvazivă fiind cea mai răspândită pentru măsurarea presiunii sângelui. Subiectul stă pe scaun și își ține brațul pe masă, astfel încât artera brahială să fie la nivelul inimii.

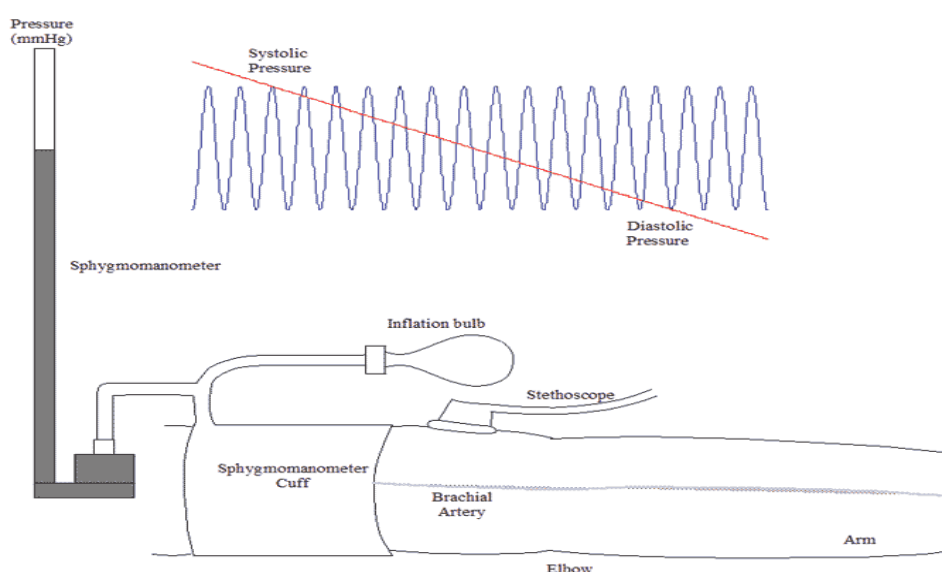
Acest lucru este important pentru măsurarea presiunii sângelui deoarece presiunea este proporțională cu înălțimea ($\Delta p = \rho g \Delta h$). Spre exemplu, dacă se măsoară presiunea sângelui la nivelul capului, citirile pentru presiunile sistolică/diastolică sunt mai mici cu aproximativ 35mmHg comparativ cu citirile la nivelul inimii (la nivelul solului, presiunile sunt cu aproximativ 100mmHg mai mari).

Manșeta sfigmomanometrului este fixată pe antebrațul pacientului, sub cot, deasupra arterei brahiale.

Presiunea din manșetă este ridicată până la o valoare de 180 mmHg, comprimând artera brahială și conducând la colapsul acesteia. Presiunea sistolică (valoarea maximă a presiunii exercitate de sânge asupra peretelui arterei brahiale în timpul bătăilor inimii) este depășită, deci nu mai există debit de sânge prin artera brahială și nu se aud zgomote.

Supapa de presiune se deschide ușor și permite presiunii manșetei sfigmomanometrului să scadă. În momentul în care este atinsă presiunea sistolică (120mmHg pentru valori normale) artera brahială se deschide, iar sângele țâșnește prin segmentul de arteră comprimat. Datorită curgerii turbulente apar vibrații iar

stetoscopul înregistrează un zgomot discret (zgomotele Korotkoff). Aceste zgomote sunt auzite în stetoscop în timp ce presiunea exercitată asupra arterei brahiale scade. Debitul de sânge prin artera brahială crește regulat, în timp ce presiunea în manșeta sfigmomanometrului scade sub presiunea diastolică (presiunea minimă, între bătăile succesive ale inimii – aproximativ 80mmHg pentru valori normale). La scăderea presiunii în manșetă, zgomotele cresc în intensitate, se transformă în sufluri, apoi, în jurul valorii presiunii diastolice zgomotele devin surde și dispar. La atingerea presiunii diastolice debitul de sânge prin arteră devine laminar.



Măsurarea presiunii cu sfigmomanometrul și stetoscopul

Sunetele Korotkoff sunt unde acustice auzite prin stetoscop când presiunea din manșetă scade. Aceste sunete sunt auzite prima dată când presiunea din manșetă este egală cu presiunea sistolică și încetează să fie auzite când presiunea din manșetă scade sub presiunea diastolică (presiunea manșetei este redusă de la o presiune superioară celei sistolice până la o presiune inferioară presiunii diastolice).

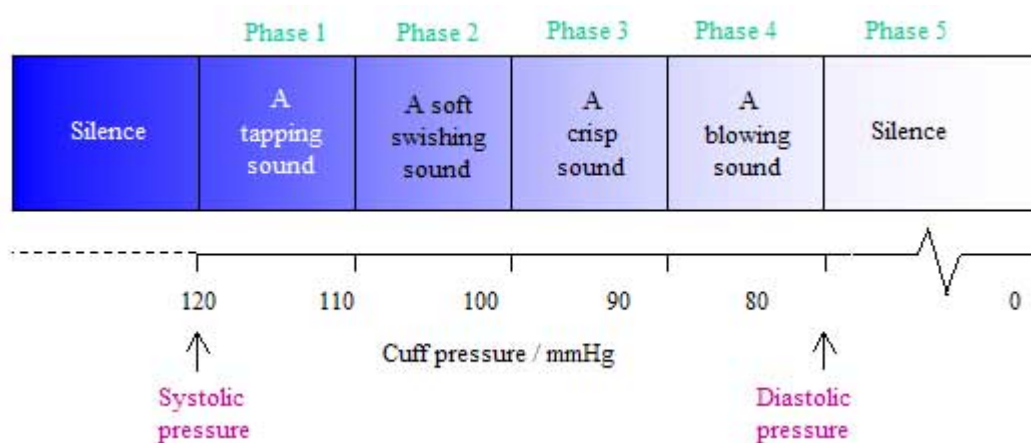
Originea sunetelor Korotkoff nu este pe deplin lămurită, deși au fost propuse diferite mecanisme pentru producerea sunetelor cum sunt turbulența, vibrațiile arterei sau relaxarea oscilațiilor, efectul de izbire al pereților arterei de către fluxul

sangvin și încordarea bruscă a peretelui arterial. Chiar în lipsa unei baze teoretice, metoda sunetelor Korotkoff a fost general acceptată și tehnicile respective au fost standardizate.

Această tehnică a fost propusă prima dată de Korotkoff în 1905 și a fost general acceptată după ce autenticitatea sa a fost confirmată de multe studii comparative cu măsurări directe ale presiunii și cu alte tehnici indirecte folosite înainte de a fi propusă metoda Korotkoff.

Figura de mai jos prezintă date tipice pentru intensitățile relative ale sunetelor și ale frecvențelor fundamentale pe subiecți normali din punct de vedere al presiunii atunci când presiunea manșetei a fost diminuată conform tehnicii auditive convenționale. Așa cum se vede în figură, componentele principale ale sunetelor Korotkoff sunt la frecvențe joase, cu un peak în jur de 45 Hz, dar sunt prezente și componente ale armonicilor superioare iar majoritatea lor se află într-un domeniu de la aproximativ 20 Hz până la 300 Hz.

Există 5 faze ale sunetelor Korotkoff. Fiecare fază este caracterizată de volumul și calitatea sunetului auzit. În figura de mai jos sunt prezentate cele 5 faze, presiunile sistolică / diastolică fiind considerate 120mmHg / 80mmHg.



I-Sunete clare scurte; II-Sunete murmurate;
 III-Sunete de lovituri slabe; IV-Sunete înăbușite; V-Liniste
Cele 5 faze ale sunetelor Korotkoff

Faza 1: Când presiunea din manșetă este ridicată, peste presiunea sistolică, artera este complet obturată, iar sângele nu circulă prin ea. Deci, nu sunt auzite nici sunete când presiunea depășește presiunea sistolică. În momentul în care presiunea din manșetă atinge valoarea presiunii sistolice se aude un zgomot intens ascuțit (sharp tapping sound). Când are valoarea sistolică, presiunea este suficient de mare pentru a forța pereții arterei să se deschidă permițând sângelui să țâșnească. Când presiunea scade la valoarea diastolică, pereții arterelor se închid din nou.

Faza 2: Această fază este caracterizată de un zgomot foșnitor, determinat de curgerea turbulentă a sângelui, debitul de sânge din arteră fiind în creștere. Uneori, dacă manșeta este decomprimată prea ușor, zgomotele dispar temporar. Aceasta se întâmplă când vasele de sânge dedesubtul manșetei devin obstrucționate (congested), fiind un semn de hipertensiune. Congestia dispare, iar zgomotele reapar.

Faza 3: În această fază există o reîncepere a zgomotelor ascuțite, tari, similare cu cele din faza 1. În acest moment, un debit mărit de sânge acționează asupra pereților arterei.

Faza 4: În acest moment se produce o atenuare bruscă a zgomotului, iar debitul de sânge devine mai puțin turbulent. Acest punct corespunde presiunii diastolice.

Faza 5: În acest moment zgomotele dispar, debitul de sânge revine la normal devenind laminar, manșeta de presiune este decomprimată complet și este îndepărtată.

În situațiile de măsurări reale, peste semnal se suprapun zgomote; din acest motiv, de obicei ar trebui folosit un filtru trece bandă îngust. Atunci când presiunea mansetei este micșorată cu o viteză normală, modificările amplitudinilor sunt diferite pentru frecvențe de bandă diferite și de asemenea sunt diferite pentru sistola și diastola. O creștere maximă a amplitudinii la tranziția sistolică apare într-o bandă de frecvență între 18 și 26 Hz, și o descreștere maximă a amplitudinii la tranziția diastolică apare în bandă de frecvență între 40 și 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 ale 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.

4.3.3 Stetoscopul

Masurarea neinvaziva a presiunii sanguine arteriale are la baza auscultatia zgomotelor sub manseta speciala, oscilotonometria în lumenul mansetei, detectarea miscarilor peretelui arterial sub manseta sau detectarea curgerii sângelui în aval de manseta.

4.3.4 Masurarea automata

Masurarea automata înlocuieste stetoscopul cu un microfon piezoelectric sau cu electret iar manometrul cu un traductor de presiune, circuite de masurare si afisare separata a p_s si p_d (Figura 4.39). Micsorarea artefactelor (zgomote exterioare, miscarea pacientului) se face comandând amplificatorul sa fie activ pe o durata definita de unda R. Banda de frecventa a zgomotelor Korotkov este de 10...150 Hz.

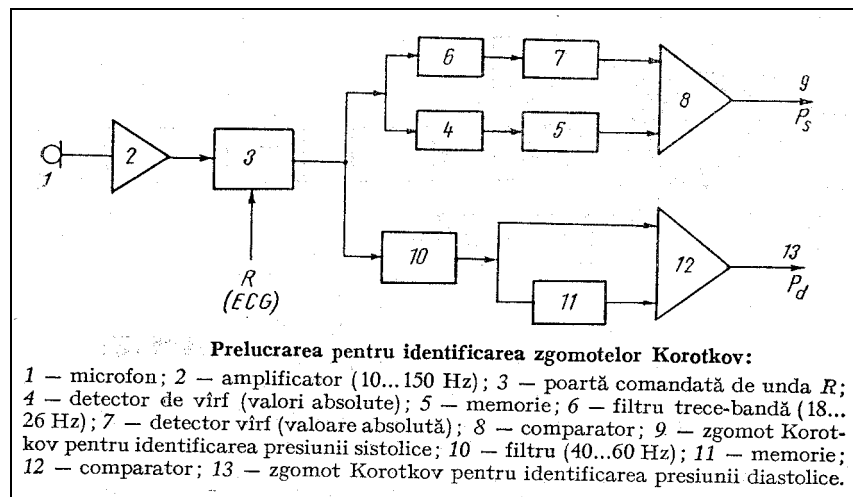


Figura 4.39 Detectarea automata a zgomotelor Korotkov

Metoda reografica de masurare a presiunii sanguine foloseste trei electrozi plasati pe piele sub manseta (Figura 4.40). Injectând un curent constant de ÎF se poate sesiza variatia impedantei tesutului între electrozi datorata trecerii pulsurilor de sânge, transformata în variatii de tensiune electrica. Comanda circuitului de masurare a p_s este data de primul impuls format între electrodul median si cel inferior. Comanda pentru p_d este data de o poarta {I între semnalul anterior si semnalul format datorita variatiilor de impedanta între electrozii extremi si cel median. Se pot detecta astfel variatii mici de impedanta, respectiv presiuni scazute (hipotensiune), caz când metoda Korotkov nu poate fi folosita.

Metoda ultrasonora se bazeaza pe detectia miscarilor peretelui arterial prin dreptul mansetei corelate cu presiunea în manseta (Figura 4.41). Conform principiului Doppler, fasciculul US reflectat de artera si sângele în miscare are o deviatie de frecventa fata de fasciculul incident proportionala cu viteza de miscare a peretelui si fluidului reflectant. Pentru curgere normala ($p < p_d$) miscarea rapida a arterei înceteaza, vitezele sunt mai mici si rezulta o deviatie de frecventa mai redusa, care este folosita la comanda nivelului de trigger al circuitelor care masoara p_s si p_d . Eroarea de masurare este sub 10 mmHg.

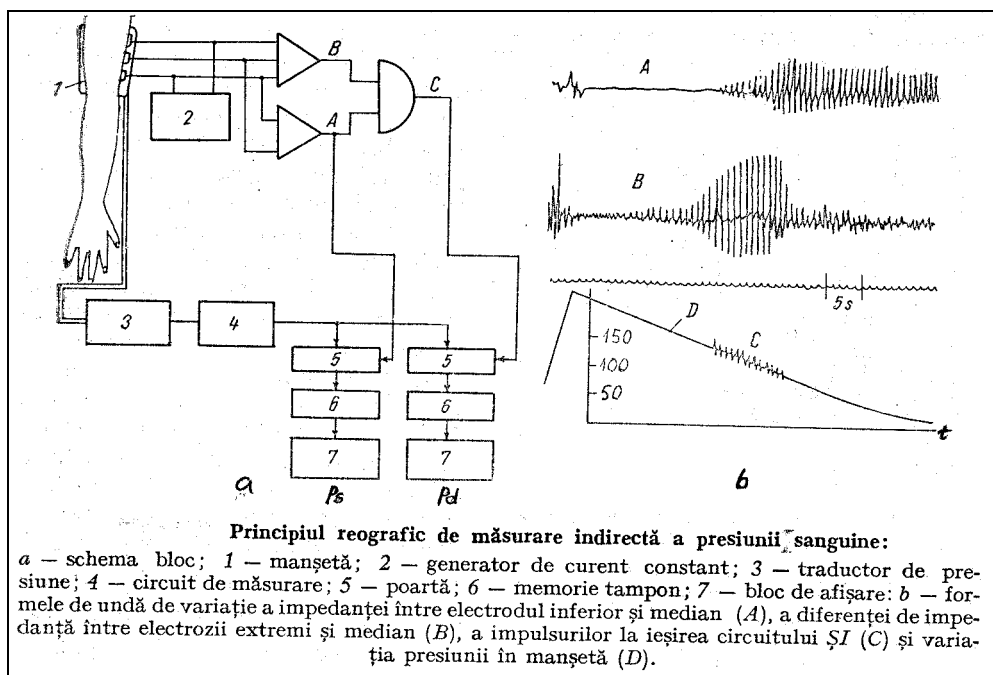


Figura 4.40 Metoda reografica de masurare a presiunii arteriale

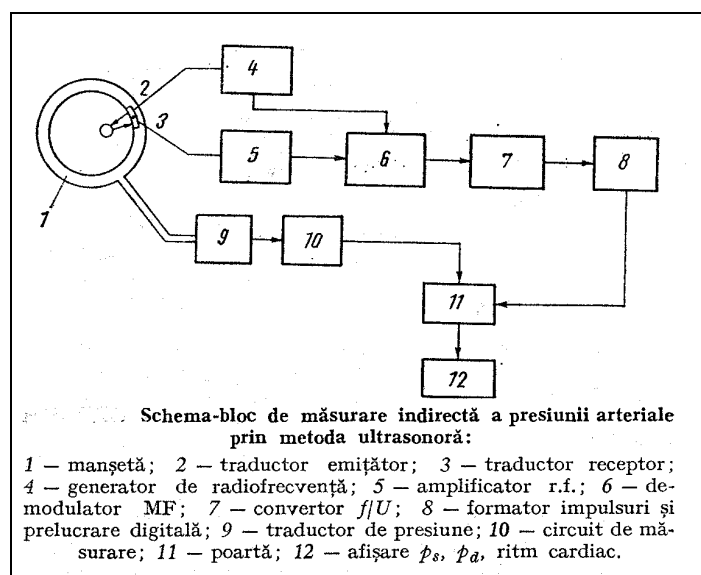


Figura 4.41 Masurarea presiunii arteriale folosind ultrasunete

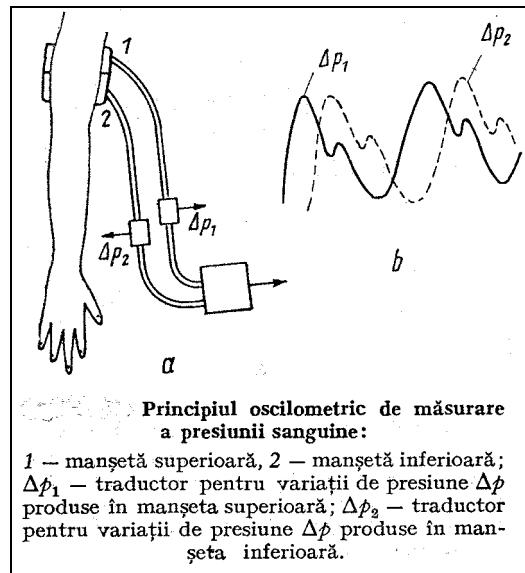


Figura 4.42 Masurarea presiunii arteriale folosind oscilometria

Metoda oscilometrica (oscilotonometria) sau *metoda celor doua mansete* are la baza detectarea variatiilor de presiune Δp produse în doua mansete alaturate, actionate simultan (Figura 4.42). Primul puls de sânge aferent primei mansete ($p = p_s$) determina variatia Δp_1 si, cu o întârziere, Δp_2 . Presiunea sistolica p_s este valoarea presiunii în mansete la aparitia lui Δp_2 . Pe masura ce presiunea scade, decalajul între variatiile Δp scade iar când $p = p_d$ acesta este minim. Un traductor de vânt (sesizeaza Δp) se monteaza pe canalele de aer ale mansetelor. Impulsurile provenite de la el comanda circuitele de masurare si afisare a presiunii din mansete de la traductorul de presiune absoluta.

Metodele pletismografice sunt tehnici moderne de sesizare a curgerii sângelui, corelata cu presiunea din manseta.

Pletismografia de volum detecteaza variatiile volumului unui deget pe masura ce manseta ce înconjoara degetul este degomflata (Figura 4.43).

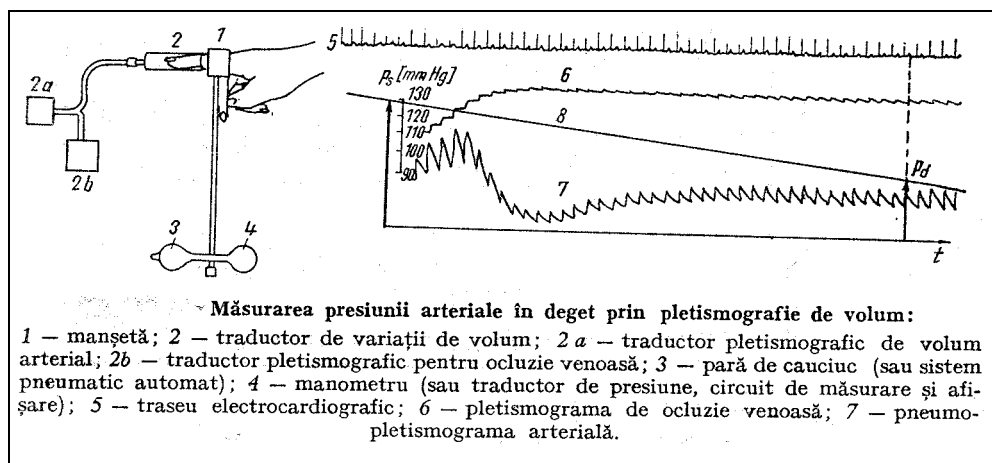


Figura 4.43 Principiul pletismografiei de volum pentru masurarea presiunii arteriale

O tehnica moderna de investigatie este *pletismografia electrica de impedanta*, care consta în masurarea variației rezistenței electrice ca efect al variației de volum. Dacă ρ_m este rezistivitatea medie a tesutului segmentului masurat, I_{ech} lungimea sa echivalenta, S_m sectiunea sa medie si V volumul masurat, din formulele

$$R = \rho_m I_{ech} / S_m = \rho_m (I_{ech})^2 / V ,$$

rezulta

$$RV = \rho_m (I_{ech})^2 = \text{const.}, \text{ adica } d(RV) = 0.$$

Obtinem

$$dV / V = - dR / R.$$

Deoarece variatiile relative de volum sunt mici ($< 1 \%$), masurarea rezistentei trebuie facuta cu precizie. Determinarile se fac cu patru electrozi: doi sunt pentru injectia de c.a. de zeci de kHz iar restul pentru masurare. Variatiile tensiunii culese de electrozii de masurare sunt o expresie a variatiilor de volum. În caz de obturare a segmentului analizat variatiile de rezistenta sunt nule. Pletismograful din Figura 4.44 permite determinarea presiunii intraaortice. Generatorul sinusoidal (10kHz) furnizeaza semnal care trece prin segmentul analizat. Demodulatorul obtine la iesire semnalul tip presiune, în corelatie cu sinusoida initiala defazata în DEF pentru realizarea amplitudinii maxime. Valoarea medie a impedantei, Z_0 , se

formeaza în circuitul de referinta CR. Din curba dZ/dt se citește amplitudinea maxima în timpul testului și amplitudinea stationara la presiuni mici în manson.

Masurarea presiunii venoase ($< 20\text{mmHg}$) se face neinvaziv urmărind cu un detector de flux cu ultrasunete momentul blocării circulației venoase.

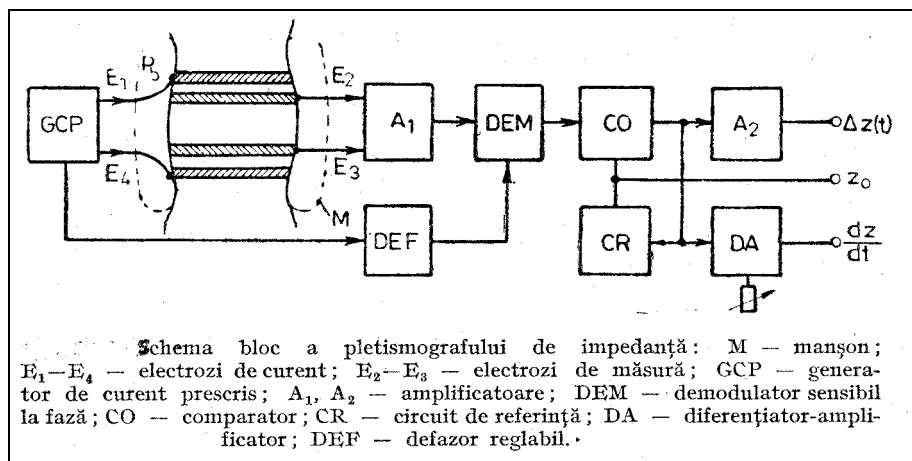


Figura 4.44 Pletismograf de impedanță

4.4 Masurarea debitului sanguin

Funcția circulatorie este dependentă de proprietățile vaselor sanguine, ale tesuturilor ce înconjoară vasele, de caracteristicile fizico-chimice ale sângelui, de factori patologici și agenți farmacodinamici. O perturbare care acționează doar asupra unui element poate duce la un deranjament în activitatea sistemului cardiovascular. De exemplu, funcțiile cardiace și miocardice pot fi normale, dar o scădere a volumului de sânge aflat în circulație duce la dereglări ale sistemului cardiovascular. Satisfacerea cerințelor metabolice ale tesuturilor poate fi evaluată prin măsurarea precisă a debitului cardiac. Operațiile cardiovasculare, transplanturile de organe sau acțiunea medicamentelor impun măsurarea și a debitului local.

Cele mai utilizate metode de măsurare a debitului în general sunt: metode electromagnetice, tehnici de diluție a unor substanțe indicatoare, metoda gradientului de presiune, metode ultrasonore și cele de măsurare prin variații de impedanță electrică.

4.4.1 Masurarea debitului cu metode electromagnetice

Debitul cardiac Q este volumul de sânge pompat de ventriculul stâng în unitate de timp. Pentru adultul barbat $Q \cong 5.5 \text{ l / min}$.

Principiul *debitmetrului electromagnetic* este cel al legii inducției electromagnetice. În esență, tensiunea e_d indusă între doi electrozi plasati perpendicular pe direcția de mișcare a fluidului conductor și pe liniile vectorului inducție B este proporțională cu viteza medie a fluidului:

$$D = Av = e_d A / BI = k e_d,$$

în care D = debitul, A = secțiunea, I = distanța între electrozi.

Tensiunea indusă are valori foarte mici, de aceea se lucrează în c.a. (400...2000 Hz) (Figurile 4.45, 4.46 [Str82]). Peste semnalul util e_d se suprapune un semnal indus prin transformare, e_{tr} . Semnalul e_d se extrage cu o poartă comandată la trecerea prin zero a lui e_{tr} (sau pe palierul impulsurilor dreptunghiulare / trapezoidale excitatoare). După redresare și filtrare, e_d poate fi înregistrată grafic și integrată pe o perioadă, debitul fiind afișat numeric.

Măsurarea debitului prin metoda diluției presupune injectarea unei soluții indicatoare într-o venă mare sau direct în inimă (Figura 4.47). Debitul rezultă știind masa indicatorului, m [mg], și aria delimitată de curba de diluție, A [(mg/l)·sec]:

$$Q = 60 m / A \text{ [l / min]} .$$

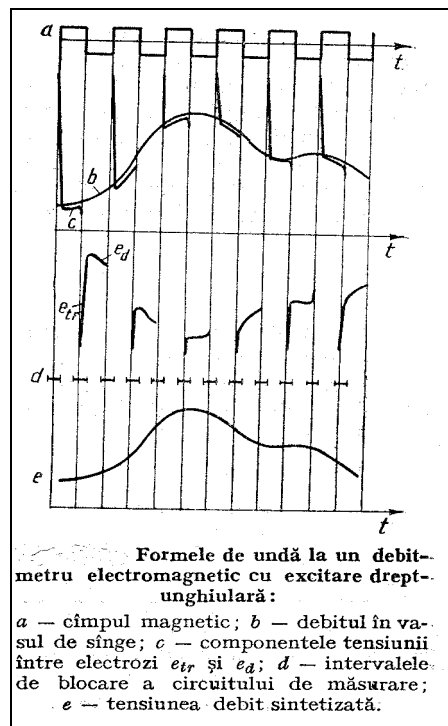


Figura 4.46 Forme de unda

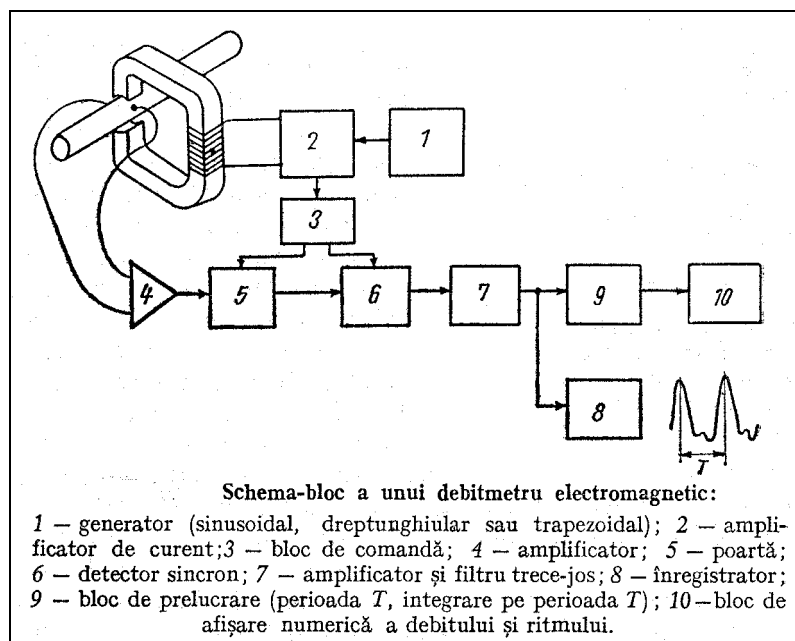


Figura 4.45 Debitmetru electromagnetic

4.4.2 Masurarea indirecta a debitului

Metodele neinvazive de masurare a debitului sunt în principiu doua: pletismografia si metode ce folosesc ultrasunetele.

Fotopletismografia utilizeaza traductoare optice prin reflexie sau transmisie. Pentru scaderea artefactelor se lucreaza în infrarosu si se previne încălzirea tesuturilor.

Debitmetrul sanguin Doppler cu laser He-Ne (Figura 4.48 [3]) are avantaje nete fata de alte debitmetre. Din radiatia incidenta, cea mai mare parte este deviata de tesutul fix. Intensitatea instantanee a fotocurentului în detector, $i(t)$, are forma

$$i(t) = i_R [1 + A(t)],$$

unde i_R este curentul corespunzator fascicului nedeiat în frecventa si $A(t)$ este functia de distributie Gauss (procesul are caracter stohastic). În cazul detectiei diferentiale, diferenta între $A_1(t)$ si $A_2(t)$ este un proces aleator gaussian. Valoarea efectiva a tensiunii amplificate, Δe , este independenta de zgomotul de mod comun si cel de banda larga al fascicului laser. Acest semnal diferenta, amplificat în banda 75 Hz...30 kHz (pentru a acoperi spectrul Doppler al semnalului-debit) este prelucrat pentru a separa semnalul util de zgomot, e_{zg} :

$$e_{\text{debit,ef}} = \sqrt{\Delta e_{\text{ef}}^2 - \Delta e_{\text{zg,ef}}^2}.$$

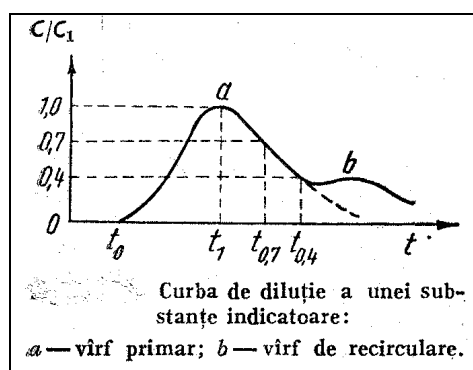


Figura 4.47

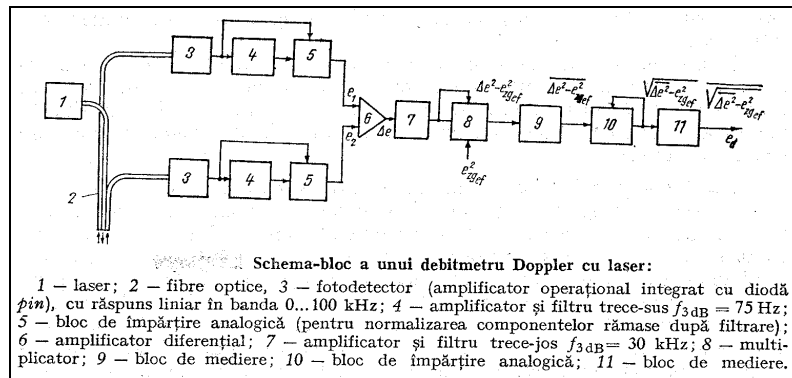


Figura 4.48 Debitmetru sanguin Doppler

Aplicații importante ale *ultrasonicii Doppler* în medicina sunt măsurarea debitului sanguin în circulația periferică, a debitului sanguin fetal, a vitezei de curgere și a diametrului vasului. Notând cu f_e , f_r , f_D respectiv frecvența undelor US incidente, reflectate și frecvența Doppler, cu v viteza particulelor în mișcare având direcția α față de undele incidente, valoarea frecvenței Doppler este:

$$f_D = f_e - f_r = (2vf_e / c_s) \cos \alpha ,$$

în care c_s este viteza ultrasunetelor în mediul considerat. Viteza v a sângelui nefiind constantă, undele reflectate au un spectru de frecvență. De exemplu, pentru $f_e = 5$ MHz și $v = 0...1$ m/s rezulta $f_D = 0... 3500$ Hz. Semnalul la ieșirea demodulatorului 2 (Figura 1.49) există doar la apariția f_D , adică doar când există obiect în mișcare. Adâncimea maximă de doar 10...15 cm și eroarea de măsurare relativ mare sunt neajunsuri ale metodei.

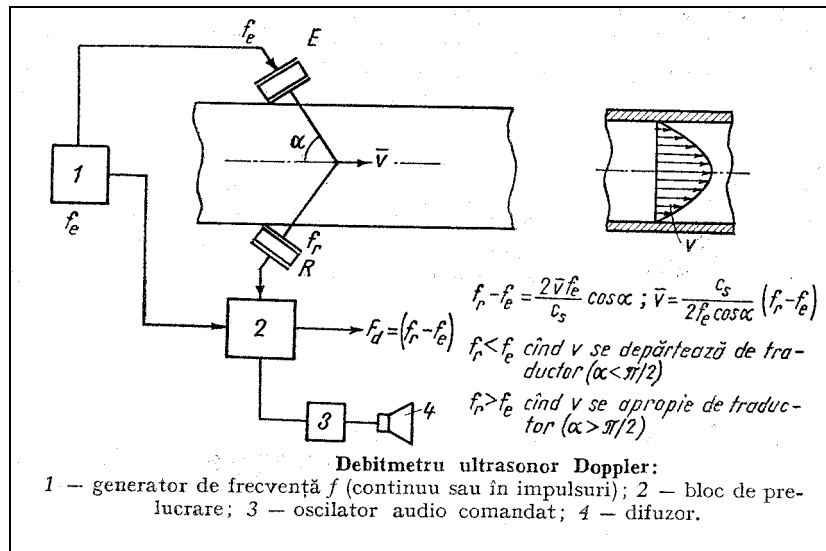


Figura 4.49 Principiul debitmetrului Doppler cu ultrasunete

Cele mai complexe debitmetre US Doppler sunt cele cu emisie în impulsuri cu semnal modulat liniar în frecvență, zgomot aleator sau gaussian (Figura 4.50 [Str82]). Dacă frecvența undelor emise este f_e și frecvența de repetiție este F_R , distanța maximă în adâncimea tesutului față de traductor de la care se recepționează ecou fără ambiguitate este

$$R_{\max} \leq c_s / 2FR = c_s T_R / 2 .$$

Frecvența maximă Doppler obținută prin reconstruirea esanțioanelor este

$$F_R \geq 2F_{d\max} .$$

Rezultă că viteza maximă detectabilă este dată de relația

$$v_{\max} R_{\max} \leq (c_s)^2 / 8 f_e .$$

Alta limitare este dată de eroarea totală a sistemului Doppler,

$$\Delta T \Delta F_D = \frac{k}{BT(S/N)} ,$$

unde ΔT si ΔF_D sunt respectiv eroarea de masurare a timpului si a frecventei Doppler. Pentru o rezolutie de distanta si de viteza cât mai mari, produsul banda-durata (BT) trebuie sa fie mare, lucru nerealizat într-un sistem clasic ($BT \approx 1...2$). Rezolvarea consta în folosirea la emisie a semnalelor aleatoare si pseudoaleatoare continue si în impulsuri.

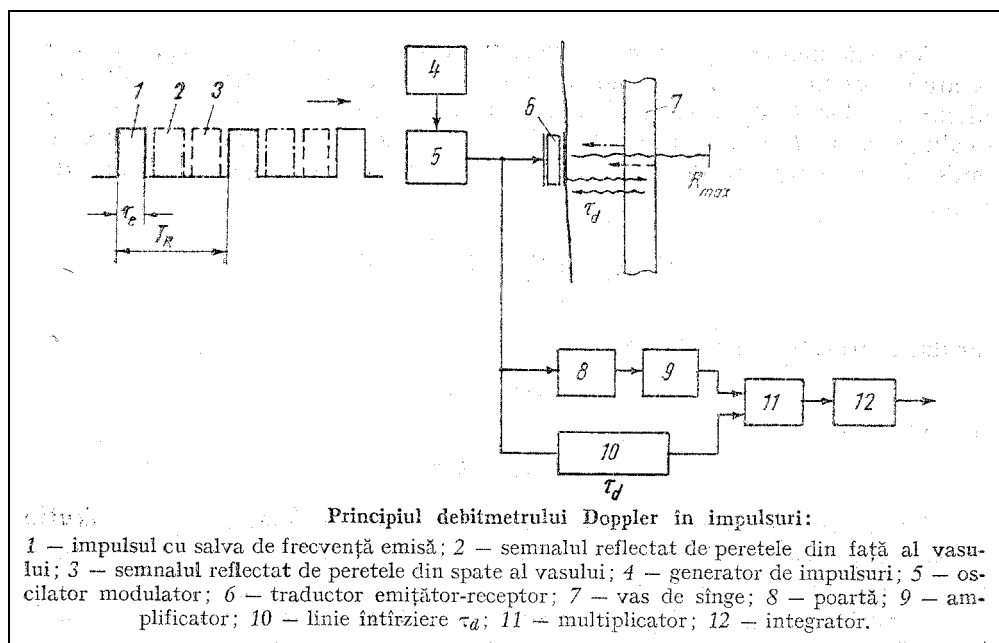


Figura 4.50 Debitmetru Doppler în impulsuri

4.5 Terapie si monitorizare cardiaca

4.5.1 Defibrilatorul cardiac

Defibrilarea este o tehnica de restabilire a ritmului cardiac normal prin aplicarea unui impuls de înalta tensiune si timp scurt miocardului.

a) Defibrilatorul cu acumulare capacitiva

Defibrilatorul foloseste curentul de descarcare a unui condensator între doi electrozi aplicati pe toracele pacientului (Figura 4.51a). Când este necesara corectarea unor aritmii, socul electric este sincronizat cu unda R, tehnica numindu-se *cardioversie*.

La închiderea contactului K_2 , C se încarca până la U_C de la un redresor de înalta tensiune, apoi K_2 se deschide. La o comanda (manuala sau sincronizata) contactele K_2 se închid, ceea ce descarca C_2 pe electrozii E_1 și E_2 . Energia condensatorului este $E_C = (1/2)CU_C^2$. Forma de unda Low n a curentului de defibrilare depinde de parametrii electrici ai circuitului (C_2, L, R_p).

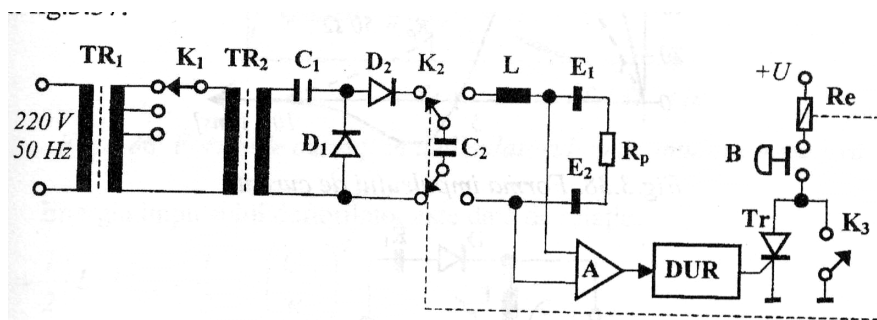


Figura 4.51a Principiul defibrilatorului cardiac

Cu ajutorul comutatorului K_1 se determina energia acumulata pe condensatorul C_2 in domeniul 50Ws...450Ws. Datorita pierderilor de energie in condensator si bobina energia inmagazinata va fi cu 25%mai mare ca cea care ajunge pe pacient. Energia necesara defibrilarii depinde si de greutatea pacientului. Se considera ca pentru defibrilare este necesara o energie de 3J/Kg pentru electrozi externi si de 0,5J/Kg pentru electrozi aplicati intern. Daca comutatorul K_3 este inchis si se apasa butonul B se realizeaza defibrilarea.

Daca comutatorul K_3 este deschis si se apasa butonul B se realizeaza defibrilarea prin comandarea tiristorului sincron cu unda R.

- b) Defibrilatorul cu acumulare inductiva (Figura 4.51b), utilizeaza o bobina L ca acumulator de energie .

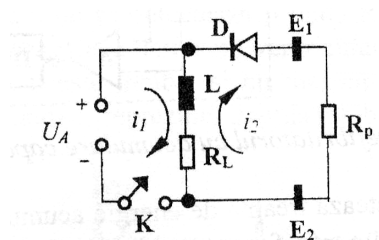


Figura 4.51b Defibrilatorul cu acumulare inductiva

Cu comutatorul K inchis curentul creste exponential prin L atingand dupa timpul T_1 (Figura 4.51c) valoarea:

$$i_1 = 0.98 U_A / R_L$$

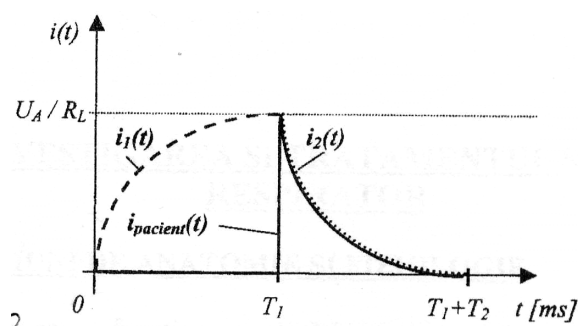


Figura 4.51c Variatia curentului in defibrilatorul cu acumulare inductiv

Inchizand comutatorul K pe L apare o tensiune autoindusa, dioda D este polarizata acum direct inchizand curentul (i_2) prin pacient, deci curentul scade exponential. Energia impulsului defibrilator este:

$$W_L = 0.5 L (U_A / R_L)^2$$

Dezavantajul acestui tip de defibrilator consta in faptul ca energia nu poate fi stocata pe inductanta L si ca urmare procesul de incarcare si descarcare se succed imediat.

4.5.2 Stimulatoare de ritm cardiac

Stimulatoarele de ritm cardiac (SRC) reprezinta o proteza a centrului autonom de conducere nervoasa a inimii (*pacemaker*). Ele contin, de regula, urmatoarele blocuri (Figura 4.52): sursa de alimentare; blocul de conditionare, format din detectorul de unda R (*DUR*) si amplificatorul *AUR*; unitatea de comanda, alcatuita din blocul formator de impuls (*BFI*) si circuitul de protectie a perioadei vulnerabile

(0.33 sec., *CI*). La comanda, *BFI* descarca un impuls prin electrodul E_1 . Electrocul indifferent E_2 este în sasi cutia *SRC*, facuta din aliaje inoxidabile. Amplitudinea impulsului are aproape valoarea alimentarii (5...6 V). Alimentarea are autonomie mare: acumulatorii cu mercur si zinc - 5...7 ani, cei pe baza de iodura de litiu - 10 ani. Consumul mediu de curent este de max. 10 μ A. Durata impulsului stimulator este reglabila între 0.15...1.7 ms si este invers proportionala, prin comanda, cu valoarea tensiunii de alimentare.

Functional, *SRC* pot fi *asincrone* (cu frecventa de cca. 70 impulsuri / minut, eventual reglabila), *stimulatoare comandate atrial* si *stimulatoare sincrone* ("demand").

Comanda atriala se realizeaza prin detectia undei *P*, întârzierea semnalului format cu cca. 0,12 sec (durata propagarii atrioventriculare) si declansarea unui impuls care stimuleaza ventriculul drept printr-un al doilea electrod. Aceste *SRC* au consum marit.

SRC sincrone sunt comandate de unda *R* si cunosc doua variante: *cu activare* (*sincron pozitiv*) si *cu blocare* (*inhibit*), ultimul având consum mai redus.

SRC moderne au circuite si programe care determina starea bateriilor si forma impulsurilor de stimulare. În Figura 4.53 curba A-C este limita superioara a caracteristicii de excitabilitate a miocardului (95%) iar zona B-D acopera statistic 50% din determinarile experimentale. Un impuls de 5,2 V/1,7 ms rezolva complet stimularea intraventriculara.

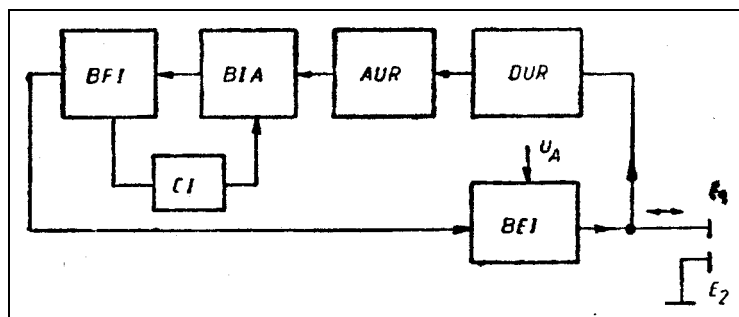


Figura 4.52 Schema-bloc a unui *SRC*

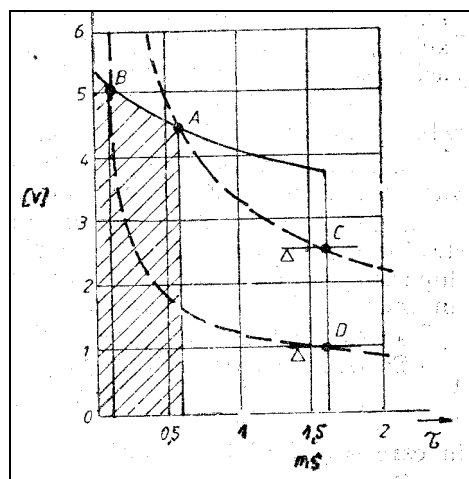
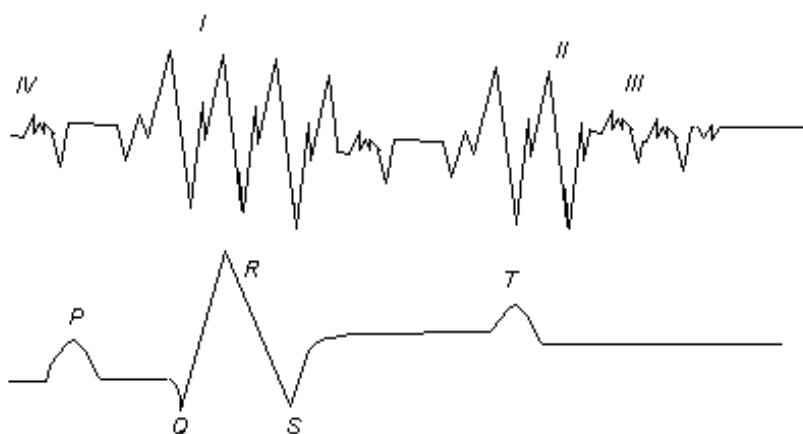


Figura 4.53 Curbele de excitabi-litate a inimii si impulsul excitator

4.6 Fonocardiografia

Fonocardiografia este tehnica de măsurare și redare a zgomotelor cardiace provocate de curgerea sângelui prin canalele inimii, de activitatea mecanică de contracție și relaxare a mușchiului cardiac și de închiderea și deschiderea valvulelor.

Inceputul sistolei ventriculare este marcat de un zgomot de o durată între 0.1 și 0.15 s cu componente de frecvență în banda de 30...130 Hz numit zgomot I.



Sfârșitul sistolei ventriculare –zgomotul II-durata 0.06...0.12 s

-banda frecv. 100...150 Hz

Zgomotul III –Zg. protodiastolic :0.05...0.1s

B:20...30Hz

Zgomotul IV – Zg. presistolic :0.05...0.1s

$$f < 20\text{Hz}$$

Metoda de investigare fonocardiografică a arătat că este utilă numai valoarea tensiunii echivalente a generatorului de zgomot; se poate înregistra numai anvelopa fonocardiogramei.

Dacă s-ar presupune un generator echivalent de zgomot, se poate exprima o relație Amplit. frecvență a caracteristicii țesuturilor prin care trec de la inimă la traductor:

$$A = K_1/f^2$$

5. INVESTIGAREA ȘI TERAPIA SISTEMULUI NERVOS ȘI MUSCULAR

5.1 Electroencefalografie

Explorarea funcțională de detectare pe pielea capului a activității bioelectrice cerebrale, reprezentarea grafică a acestora și analiza semnalului obținut se numește *electroencefalografie (EEG)*.

Electroencefalograma (prescurtat tot EEG, Figura 5.1) este un amestec de semnale de joasă frecvență, neperiodice sau cvasiperiodice, având amplitudinea între (10 ... 100) μV (tipic cca. 50 μV). Traseul EEG reprezintă mai multe tipuri de unde separabile pe benzi de frecvență prin analiză spectrală.

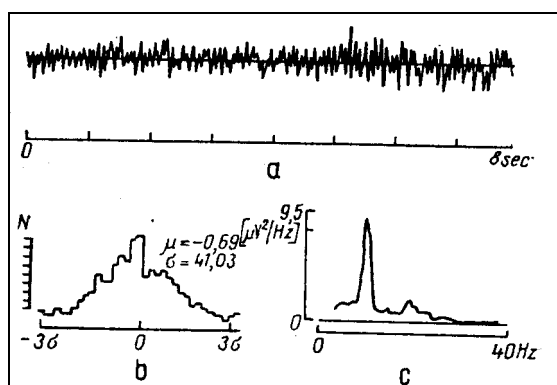


Figura 5.1 EEG (a), distribuția amplitudinii (b) și densitatea spectrală (c)

Aceste unde specifice sunt:

- (1) *Ritmul α* are banda de 8 ... 13 Hz și apare în perioade de veghe și relaxare. Pentru relaxare profundă undele de 10 Hz sunt predominante ("ceasul biologic"), coincidând cu frecvența de rezonanță a câmpului magnetic terestru;
- (2) *Ritmul β* are componente între 14 ... 32 Hz, amplitudini sub 30 μV și este asociat gândirii;
- (3) *Ritmul γ* are banda de frecvență între 33 ... 55 (chiar 70) Hz;

- (4) *Ritmul δ* are frecvențe între 0.5 ... 3 Hz, amplitudini de 50-150 μV și apare la copii și la adult în somn. La adult în starea de veghe este patologic.
- (5) *Undele θ* au componente între 4 ... 7 Hz, amplitudini de 30-70 μV , se întâlnesc la copii frecvent iar la adult în cazuri izolate. O pondere mare la adult denotă probleme psihice.

Alte ritmuri tipice ale EEG sunt *complexele K* (având amplitudini minime de 100 μV și fiind întâlnite în somn) și *fusul encefalografic* (succesiune de unde având componente între 12 ... 16 Hz).

Sistemele de culegere a semnalului EEG sunt standardizate (Figurile 5.2, 5.3). Electrozii poartă numele zonei de culegere: F - electrozi frontali, T - temporali, C - centrali, P - parietali, O - occipitali, iar electrodul de referință este notat cu A. Electrocul de masă este plasat pe piciorul drept, ca în cazul ECG.

Culegerea *unipolară* amplifică semnalul de electrod față de referință. Culegerea *cu punct median* de referință folosește medierea semnalelor tuturor electrozilor encefalici printr-o rețea rezistivă de sumare. Culegerea *bipolară* permite localizarea mai bună a fenomenelor encefalice, căci semnalele utile pot fi în antifază și astfel pot fi izolate de artefacte.

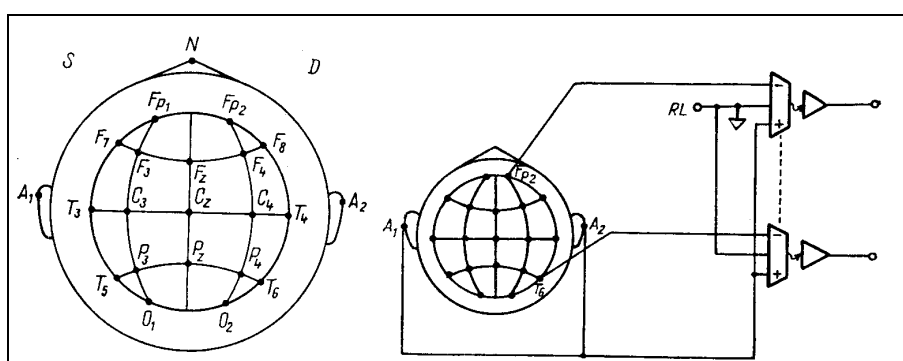


Figura 5.2 Plasarea electrozilor EEG și culegerea unipolară

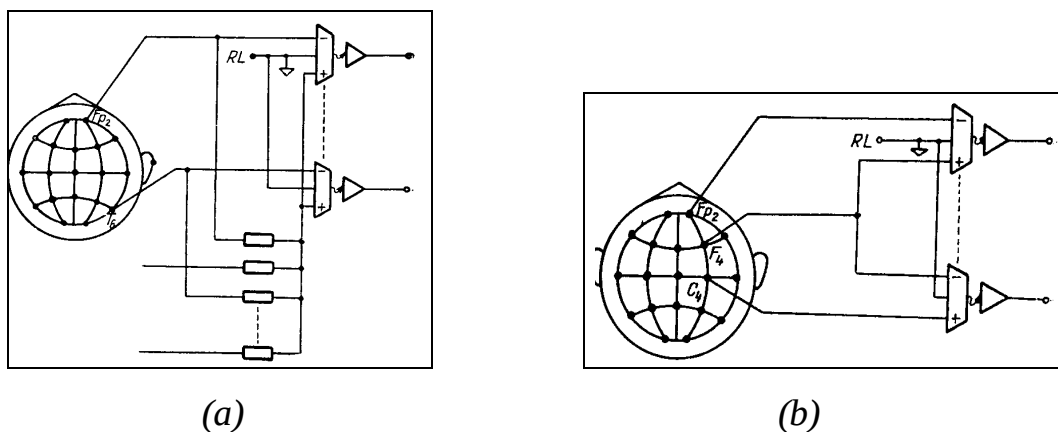


Figura 5.3 Culegerea cu punct de referință median (a) și culegerea bipolară (b)

Electroencefalograf (Figura 5.4) poate avea 8, 16 sau 32 de canale separate și conține o cutie activă de conectare a electrozilor la pacient. PAD8 este un preamplificator pentru opt canale, a cărui sensibilitate se reglează cu blocul comun, RSC, în 10 trepte de la 2 la 75 $\mu\text{V}/\text{mm}$.

Parametrii electrici principali sunt: amplificare foarte mare (1000), rejecție de mod comun mare (100 dB), $Z_{\text{in}} > 10 \text{ M}\Omega$, zgomot redus ($1 \mu\text{V}_{\text{rms}}$).

Pentru eliminarea artefactelor frecvență limită inferioară se reglează în trepte (0.16 – 0.53 – 1 – 5.3 Hz) iar pentru eliminarea zgomotului electromiografic treptele de frecvență limită superioară sunt 15 - 35 - 50 - 70 - 100 Hz. Generatorul de semnal dreptunghiular (GS) furnizează impulsuri de 5...1000 μV și este folosit la etalonarea aparatului. A8 este un amplificator de tensiune pentru comanda etajului de putere AP8. Comutatorul RSI ajută la reglarea separată a amplificării canalelor. Convertorul analog-numeric (CAN) realizează interfața cu un sistem de prelucrare numerică (PN). AP8 comanda înregistratorul DIS, a cărui viteză a hârtiei este controlată în trepte (10, 15, 30, 60 mm/s) de blocul CVH.

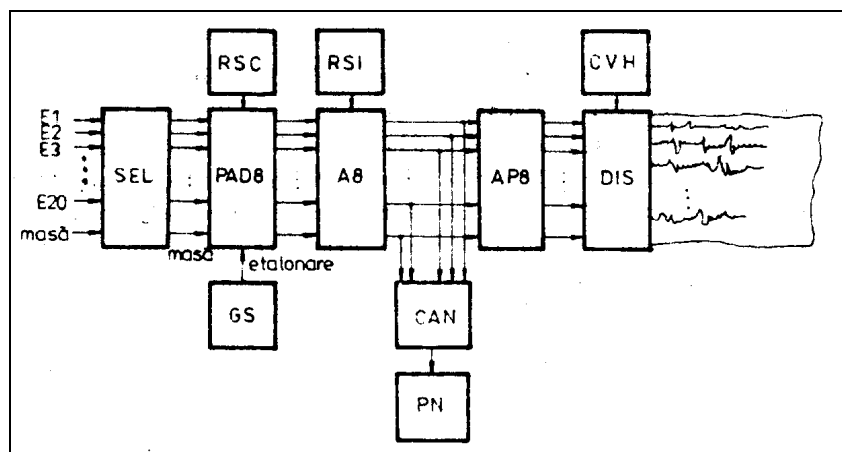


Figura 5.4 Schema bloc a unui electroencefalograf

5.1.1 Tehnici de înregistrare EEG

În comparație cu ECG, EEG este dificil de interpretat datorită semnificației sale pentru diferite zone ale creierului, precum și din cauza modului de plasare a electrozilor. Ultimul aspect a fost rezolvat prin standardizarea unui sistem de culegere EEG folosind 10-20 de electrozi. Acest sistem, pentru o analiză riguroasă, este completat de monitorizarea mișcării globului ocular, a sistemului muscular și de ECG.

Electrozii folosiți obișnuit sunt sub formă de disc, au diametrul de 1...3 mm, sunt construiți din Ag-AgCl și conțin conductoare flexibile pentru conectarea la amplificator. Necesitatea unei impedanțe de contact cu pielea scăzute ($< 10 \text{ k}\Omega$) este îndeplinită doar parțial de existența părului și de stabilitatea mecanică relativ scăzută a culegerii. O pastă conductoare electric și un ciment special (collodion) contribuie la obținerea impedanței scăzute dorite. Varianta electrozilor cu preamplificator încorporat oferă o adaptare foarte bună de impedanță cu conductorii de legătură. Monitorizarea impedanței inter-electrozi este o facilitate utilă în echipamentele moderne.

Înregistrările pe termen lung fac apel la electrozi tip ac, inserați între pielea capului și cutia craniană, deși pericolul infecției nu este de neglijat.

De la electrozi se poate obține un semnal cu amplitudini de 1...10 μV , care trebuie amplificat foarte mult (de cca. 10^6 ori) în vederea înregistrării.

Amplificarea, în condiții de zgomot, se realizează cu amplificatoare diferențiale cu impedanță de intrare și rejecție de mod comun mari. Datorită benzii de frecvență scăzute a semnalului EEG, folosirea FTJ cu frecvență de tăiere de cca. 40 Hz contribuie și la eliminarea zgomotului de rețea. În plus, atenuarea frecvenței de 50 Hz se face cu filtre notch intercalate în amplificator. Un raport semnal/zgomot la intrarea amplificatorului de minim 20 dB este considerat satisfăcător pentru obținerea unei EEG de calitate.

Un înregistrator clasic este cel cu peniță. Viteza de înregistrare este reglabilă: redusă (10mm/s), pentru observarea vârfurilor de semnal, precum și ridicată (până la 120 mm/s), în vederea detectării diferitelor ritmuri în EEG.

O altă modalitate de înregistrare este cea pe bandă magnetică, multicanal, semnalul fiind modulat în frecvență. Un dispozitiv de afișare optică (osciloscop sau monitor video) permite monitorizarea EEG. Redarea semnalului înregistrat poate avea loc la viteză mai mare ca la înregistrare, folosind scheme de compensare în timp ce permit un raport uzual de 60:1 între înregistrare și redare.

Memorarea EEG poate avea loc și pe sisteme de calcul, cu ajutorul convertoarelor A/D interfațate cu memoria calculatorului. Rezoluția convertorului folosit este uzual de 10-12 biți. Un bloc de filtrare digitală poate preceda memorarea eșantioanelor EEG. Astfel de tehnici permit memorarea pe termen scurt, datorită necesităților de memorie. De exemplu, pentru eșantionare cu 128 Hz și o înregistrare de 8 sec., rezultă 1024 de eșantioane/canal; pentru 10 min. înregistrate, trebuie memorate 76800 de eșantioane. Apare astfel necesitatea compresiei datelor, prin tehnicile uzuale din domeniu.

5.1.2 Prelucrarea semiautomată a EEG

Citirea directă a EEG oferă relativ puțină informație utilă clinicianului. Analiza (semi)automată asimilează semnalul EEG pe un tronson limitat (de exemplu la două secunde) cu un proces aleator, staționar și ergodic (mediile statistice sunt

egale cu mediile temporale), astfel că se folosește o singură realizare reprezentativă și este posibilă analiza în timp real.

Din punct de vedere informațional, parametrii EEG sunt *temporali*, *statistici de amplitudine* și *frecvențiali*.

Parametri temporali sunt: numărul de intersecții de nivel (zero sau nivel constant) în unitatea de timp, numărul extremelor în amplitudine din unitatea de timp și mediile temporale de ordinul unu și doi. Mediile temporale (care sunt și medii statistice) folosite mai des sunt: media, media pătratică, dispersia, abaterea medie pătratică, funcțiile și coeficienții de inter- și autocorelație, funcțiile de inter- și autocovarianță, ale căror definiții sunt date în literatură (Figura 5.6).

Parametrii statistici de amplitudine (Figura 5.5) se determină pe histogramă (a) și pe funcția densitate de probabilitate (histograma de ordinul doi) (b). Pe ultimul grafic se calculează media, mediana (valoarea mijlocie a domeniului variabilei x) și moda (argumentul pentru care densitatea este maximă).

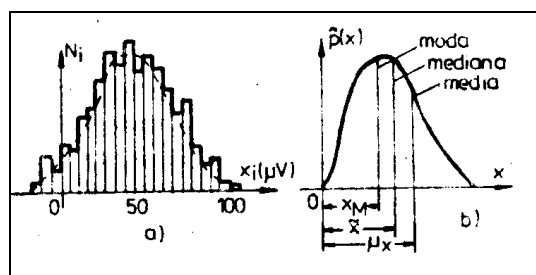


Figura 5.4 Histograma (a) și densitatea de probabilitate a semnalului EEG (b)

Parametrii temporali ai EEG (Figura 5.6). *Dinamica* semnalului EEG este diferența dintre maximum-maximorum și minimum-minimorum.

MEDII TEMPORALE ALE SEMNALULUI E.E.G.

Nr. crt.	Denumirea mediei	Definiția mediei	Observație
1	Valoarea medie teoretică	$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)$	$\mu_x = M[X]$
2	Valoarea medie a pătratului	$\varphi_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)$	$\varphi_x = M[X^2]$
3	Dispersia	$D_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [x(n) - \mu_x]^2$	$D_x = M[X - \mu]^2$
4	Abuterea medie pătratică	$\sigma_x = +\sqrt{D_x}$	
5	Funcția de autocovarianță	$C_{xx}(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k} x_o(n) \cdot x_o(n+k)$	$x_o(n) = x(n) - \mu_x$
6	Funcția de intercovarianță	$C_{xy}(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k} x_d(n) \cdot y_o(n+k)$	$y_o(n) = y(n) - \mu_y$
7	Funcția de autocorelație	$R_{xx}(k) = C_{xx}(k) + \mu_x^2$ $R_{yy}(k) = C_{yy}(k) + \mu_y^2$	
8	Funcția de intercorelație	$R_{xy}(k) = C_{xy}(k) + \mu_x \cdot \mu_y$	
9	Coeficientul de autocorelație	$\rho_{xx}(k) = \frac{C_{xx}(k)}{C_{xx}(0)}$	
10	Coeficientul de intercorelație	$\rho_{xy}(k) = \frac{C_{xy}(k)}{\sigma_x \cdot \sigma_y}$	

Figura 5.6 Parametri statistici folosiți în analiza EEG

Este important de reținut că orice procedură de analiză nu poate oferi simultan informații referitoare la toți parametrii, deci alegerea unei tehnici analitice particulare va sublinia modificările unei variabile anume, în detrimentul celorlalte.

Dacă în general distribuția histogramei este una gaussiană (normală), ea poate fi caracterizată simplu prin media și deviația standard. În cazul distribuțiilor nongausiene informații suplimentare utile sunt oferite de momentele de ordin superior. Acestea sunt oblicitatea (skewness) și kurtosis-ul.

Oblicitatea măsoară gradul de deviere de la simetria distribuției normale, în raport cu linia de bază. În general, valori diferite de zero ale acestui parametru indică prezența unor evenimente monofazice în EEG. Formulele de calcul pentru oblicitate sunt următoarele:

$$S_1 = \left(\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^3}{N} \right) / \left[\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N} \right]^{3/2}; \quad S_2 = \frac{3(\bar{x} \text{ mediana})}{\text{deviația standard}};$$

$$S_3 = \frac{(\text{numărul de puncte} > \bar{x})}{N}.$$

Kurtosis-ul măsoară, proporțional cu valoarea sa, gradul de “ascuțire” a unei distribuții. În EEG clinică, atunci când se observă modulații de frecvență și amplitudine mici, valorile kurtosis-ului sunt negative. Dimpotrivă, valori mari

pozitive indică vârfuri tranzitorii, forme de undă izolate de amplitudini mari etc. Formulele pentru calculul acestui indice sunt

$$K_1 = \left(\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^4}{N} \right) / \left[\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N} \right]^2 - 3;$$

$$K_2 = \frac{\text{numărul de subiecți astfel încât } |x_i - \bar{x}| > \text{amplitudinea standard}}{N}.$$

O distribuție normală are valoarea acestui index de 0,5.

Parametrii frecvențiali. Analiza în frecvență se bazează pe spectrele de amplitudine (obținute prin transformata Fourier) și pe spectrele de putere. Parametrii frecvențiali înseamnă evidențierea ritmurilor specifice α , β , γ , δ , θ ale EEG, a căror distribuție în frecvență se asociază cu stările fizio-patologice ale subiectului. Puterea semnalului EEG, dată de aria de sub funcția densității spectrale de putere, dă informații despre gradul de oboseală, iar deplasarea benzilor de frecvență se asociază cu anumite manifestări patologice.

Densitatea spectrală de putere (distribuția puterii în banda B a semnalului $x(t)$) nu se măsoară direct. Pornind de la definiția puterii semnalului având frecvența centrală f_0 și banda B ,

$$P(f_0, B) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|^2 dt,$$

densitatea spectrală este

$$S(f_0)df = \left(\frac{dP(f)}{df} \right)_{f=f_0} df.$$

Practic se măsoară puterea medie într-o bandă îngustă Δf în jurul lui f_0 . Cu cât Δf este mai mică cu atât puterea medie în acea bandă se apropie mai mult de densitatea spectrală.

5.1.3 Analizoare spectrale

Un sistem de analiză spectrală conține în principiu un filtru trece bandă axat pe f_0 , un detector pătratic și un integrator. Constructiv, există analizoare paralel, serie (cu baleiere), cu filtru dispersiv, analizoare cu compresie de timp și analizoare Fourier.

Analizorul paralel (Figura 5.7) extrage simultan componentele de frecvență cu filtre trece-bandă cu selectivitate constantă având frecvența centrală respectiv $f_1, \dots, f_k, k = B/\Delta f$. Timpul de analiză este dat de perioada T de mediere. În figură, 2 este un multiplexor, 3 este un CAN, 4 - bloc de prelucrare digitală, 5 - memorie, 6 - CNA, 7 - convertor BCD.

Analizorul serial are un singur filtru acordabil succesiv și automat pe frecvențele spectrului.

Analizorul Fourier se bazează pe teorema Wiener-Hincin: densitatea spectrală de putere este egală cu transformata Fourier a funcției de autocorelație a semnalului.

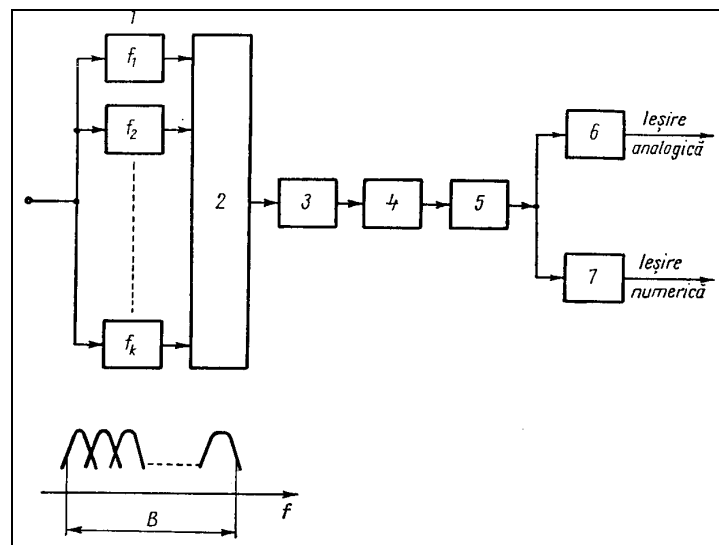


Figura 5.7 Schema bloc a unui analizor spectral paralel

Analizoare spectrale seriale, cu filtru acordabil (Figura 5.8). Acordul se realizează cu un generator de tensiune liniar variabilă (GTLV), care comandă și deplasarea pe orizontală a spotului pe ecranul dispozitivului de afișare. În figură: 1 - filtru cu acord variabil; 2 - detector pătratic; 3 - GTLV.

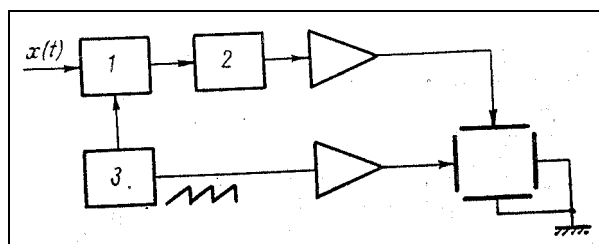


Figura 5.8 Analizor serial (cu filtru acordabil)

Datorită unor dificultăți practice de implementare a analizoarelor seriale, se folosesc *analizoare cu heterodinare* (Figura 5.9), în care: 1 - bloc de amestec; 2 - filtru de bandă Δf și frecvența centrală $f_x + f_0$ fixă; 3 - detector pătratic; 4 - GTLV; 5 - oscilator comandat în tensiune (OCT, VCO); 6 - acord manual.

Componentele de frecvență ale semnalului și OCT sunt extrase cu filtrul acordat pe frecvență fixă. Baleierea frecvenței OCT se face cu un GTLV. La ieșirea detectorului pătratic semnalul este direct proporțional cu puterea medie în banda filtrului a semnalului analizat, $x(t)$.

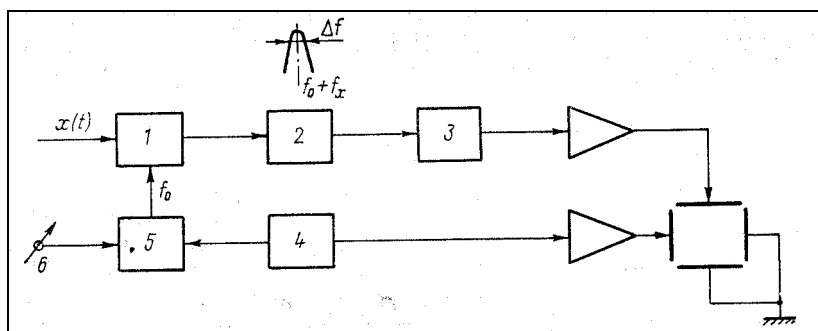


Figura 5.9 Analizor heterodină

Analizorul cu compresie de timp (Figura 5.10) memorează semnalul real achiziționat pe durata T și îl prelucrează (filtrare plus detecție componentă de frecvență) într-o durată mult mai mică, T/K per componentă. Semnalul analizat în timpul ΔT este identic cu semnalul real pe durata T iar spectrul de frecvență se modifică în frecvență cu același raport k din domeniul timp.

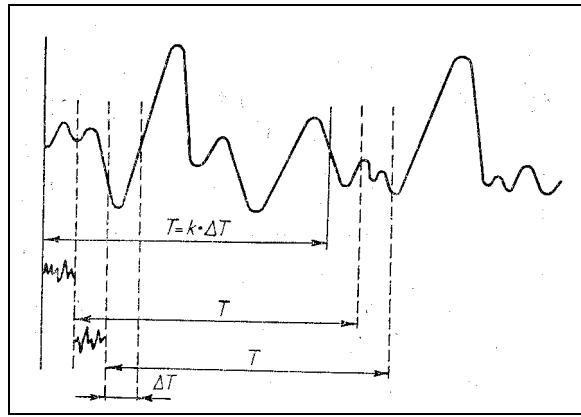


Figura 5.10 Principiul compresiei de timp

Analizorul Fourier (Figura 5.11) se compune dintr-un corelator și un transformator Fourier, astfel: corelator (1), multiplicatoare (2, 4), memorii pentru funcții pondere (3), memorii *sin* și *cos* (5), integrator numeric (6) și un bloc de prelucrare (7). Formula de calcul este

$$S_{xx} = \int_{-\infty}^{\infty} C_{xx}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau ,$$

în care C_{xx} este funcția de autocorelație a semnalului EEG. Din memorie se extrage funcția de autocorelație, care se înmulțește cu funcții pondere, pentru netezirea spectrului în cazul unor semnale cu spectru mai larg. Memoriile *sin* și *cos* implementează funcția exponențială iar blocul de prelucrare oferă la ieșire părțile reală și imaginară, modulul și faza transformatei Fourier.

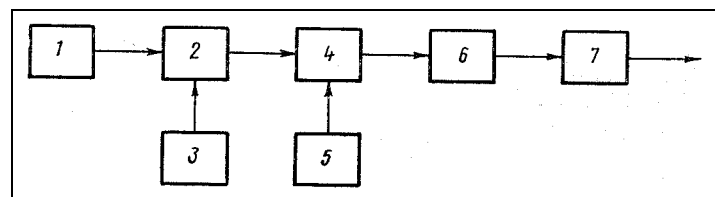


Figura 5.11 Analizor Fourier

Analiza spectrului de putere a semnalului EEG oferă informații cantitative despre distribuția în frecvență a EEG, însă cu prețul pierderii unor detalii importante, ca distribuția de amplitudine sau prezența unor forme caracteristice (complexul K,

descărcări epileptice etc.). Introducerea algoritmului Transformatei Fourier Rapide (FFT) a făcut ca această măsurătoare să devină de rutină.

Spectrul de putere reprezintă funcția de corelație a EEG cu ea însăși, conform formulei

$$P(f) = R_e^2[X(f)] + I_m^2[X(f)] ,$$

în care $X(f)$ este transformata Fourier a semnalului EEG pe un canal.

Analiza puterii spectrale permite și analiza statistică a modificărilor EEG, lucru imposibil prin inspecția simplă a înregistrărilor. Alt parametru important, *puterea relativă*, este definită ca distribuția procentuală a puterii pe fiecare bandă de frecvență. Ea permite reducerea dispersiei între subiecți, datorate diferențelor de conductanțe electrice la nivel de scalp. Acest avantaj este “compensat” de relația inversă între modificările de putere relativă pe diferite benzi de frecvență.

Legătura dintre diferite canale EEG este cuantificată de mărimea numită *coerență*. Formula de definiție este

$$coerența = \frac{\text{spectrul încrucișat}}{\sqrt{PX(f) - PY(f)}} ,$$

unde spectrul încrucișat este dat de produsul

$$\text{spectrul încrucișat} = X(f) Y^*(f) ,$$

în care $X(f)$ și $Y(f)$ sunt transformatele Fourier ale semnalelor EEG de pe două canale iar (*) este complex conjugatul.

Pătratul valorii coerenței (PVC), situat în domeniul $[0, 1]$, indică maximum (1), respectiv nesincronizare (0). Deoarece coerența este un număr complex, *faza* semnalului EEG este dată de unghiul reprezentării polare a acestuia. PVC și faza sunt mărimi care pot ilustra interacțiuni ale activității cerebrale înregistrate în zone diferite ale scoarței.

Etapele standard ale *analizei spectrale liniare* ale EEG sunt: achiziția semnalului EEG multicanal, calculul densității spectrale de putere (cu FFT), al spectrului încrucișat, coerenței și relațiilor de fază.

Analiza spectrală comprimată (Figura 5.12), efectuată pentru un timp total de 120 sec. (4 sec / epocă x 30 trasee), se realizează simultan pentru mai multe culegeri și se pot observa asimetrii între cei doi lobi, pentru diverse unde specifice. Variațiile componentelor individuale ale spectrului se observă pe histogramele frecvențelor.

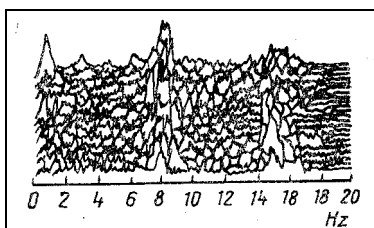


Figura 5.12 *Analiză spectrală comprimată a unui semnal EEG*

5.1.4 Prelucrarea automată a EEG

Interpretarea automată a EEG implică analiza unei mari varietăți de forme de undă, normale și anormale, pe un număr mare de canale. Monitorizarea EEG are ca scop detecția și semnalizarea unor modificări semnificative ale EEG, atât pentru unde lente cât și pentru unde rapide (*spike-uri*). Monitorizarea EEG în timp real realizează funcțiile:

- calculul funcției de corelație între două canale EEG;
- filtrarea adaptivă, prin care EEG curentă se compară cu diferite EEG memorate;
- filtrare digitală selectivă, prin care se pun în evidență sau se elimină diferite ritmuri specifice EEG (de exemplu filtrare trece - α sau rejecție - α);
- monitorizarea intervalelor de trecere prin zero și a densității spectrale.

Detecția descărcărilor epileptice. Parametrii *spike*-ului (unde de descărcare epileptică) ce trebuie evidențiați sunt: amplitudinea, panta, durata și spectrul acestora (Figura 5.13). Modelul acestei unde este forma triunghiulară cu vârf rotunjit. Durata ei este de 20 ... 80 ms. Panta laturilor (derivata I-a, figura (b)) este

mai mare decât $\pm M$. Durata unui flanc trebuie să fie mai mare ca o limită T_0 (10-40 ms) iar vârful nu trebuie să depășească valoarea ΔT . O filtrare *a priori* cu un filtru trece-jos (30...50 Hz, 18dB/oct) reduce zgomotul. Pentru eliminarea artefactelor (semnalelor false, de exemplu miografice) se introduce un criteriu de amplitudine maximă a spike-ului.

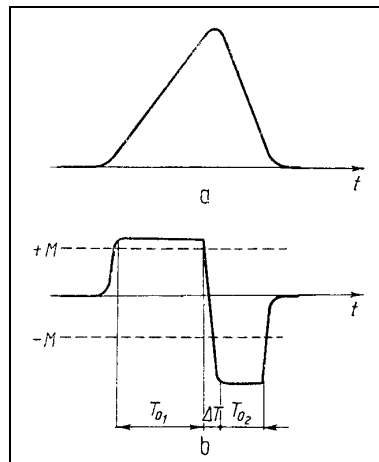


Figura 5.13 Modelul undei de descărcare epileptică

Detectarea complexelor K. EEG în timpul somnului prezintă forme și ritmuri specifice, care permit definirea unor faze repetitive: veghe, somn cu unde lente (faza NREM - Non Rapid Eye Movement) și somnul cu unde rapide (paradoxal sau REM). Fusul de somn (unde cu frecvența de 12...16 Hz) și complexul K au respectiv formele din Figura 5.14 (a), (b). În Figura 5.15 apare modelul complexului K.

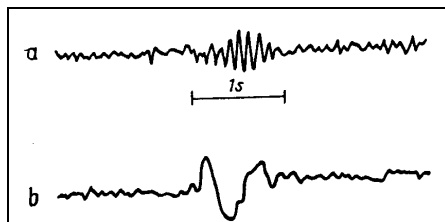


Figura 5.14 Unde EEG specifice somnului

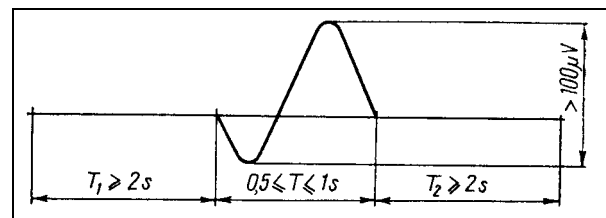


Fig.5.15 Modelul complexului K

Complexul K apare spontan sau evocat. Frecvența componentelor sale este în banda 1,1 ... 2,2 Hz. Prelucrarea poate fi în timp real sau în 1/32 din timpul real (EEG înregistrată, de exemplu, în opt ore poate fi prelucrată în 15 min). Achiziția datelor se face simultan pe trei canale pentru a reduce influența artefactelor.

Volumul mare de date este redus cu cca. 80%(!) folosind tehnici de compresie a datelor (ADPCM - Adaptive Differential Pulse Code Modulation). Detecția propriu-zisă poate fi făcută prin filtrare digitală și analiză în amplitudine, durată și perioade de latență sau folosind tehnici inteligente de recunoaștere a formelor (șDum96†).

Sistem pentru determinarea potențialului evocat (Figura 5.16, [3])

Potențialul evocat (PE) este răspunsul activității de fond a creierului la un anumit stimul luminos, acustic sau electric și este caracterizat printr-o succesiune de deflexiuni pozitive și negative. Amplitudinea și durata lor depind de tipul și caracteristicile stimulului, precum și de starea funcțională a structurilor care produc PE. PE poate fi înregistrat cu microelectrozi, cu macroelectrozi pe suprafața scoarței cerebrale (rezultând un semnal de cca. 500 μV) sau cu electrozi pe scalp (cca. 10 μV). În această ultimă situație se folosește medierea semnalelor ca tehnică de înlăturare a semnalului EEG de fond. Timpul de întârziere a răspunsului la stimul se numește *timp de latență*.

Sistemul din Figura 5.16 conține generatori de stimuli acustici și vizuali, impulsurile respective fiind folosite și pentru eșantionarea semnalului EEG. Valorile numerice ale răspunsului sunt memorate în funcție de intervalul de timp ales pentru analiză. În faza citirii informației se vizualizează suma eșantioanelor din fiecare zonă de memorie. Dacă EEG de fond este aleatoare la stimuli, răspunsul evocat este proporțional cu numărul de eșantioane iar activitatea de fond cu rădăcina pătrată din acest număr. Viteza sistemului este limitată de timpul necesar memorării datelor. Majoritatea mediatoarelor conțin și echipamente periferice pentru controlul achiziției datelor, a afișării și înregistrării lor. Circuitul de calibrare generează un semnal standard, de exemplu 10 μV .

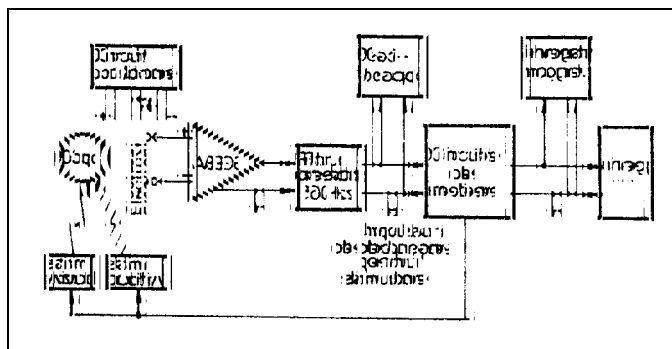


Figura 5.16 Un sistem pentru determinarea potențialului evocat

5.1.5 Analiza neliniară a EEG

Presupunerea că EEG este un proces liniar și gaussian, deși conduce la utilizarea unor metode eficiente computațional, nu ține cont de informația oferită de modelarea unor procese de ordin mai mare ca doi. Spectrul de putere nu este capabil să distingă relația neliniară între frecvențe date de semnale generate spontan și care au aceeași condiție de rezonanță. De exemplu, EEG care apare în timpul unei activități mentale ce implică multe calcule matematice are o alură negaussiană și neliniară clare. Astfel de distribuții trebuie analizate cu algoritmi de prelucrare neliniară, cum sunt cei legați de *analiza bispectrală*.

Considerând un proces staționar $\{X(k)\}$ având media zero, *bispectrul* este transformata Fourier a cumulantului de ordinul trei $\{C(m,n)\}$ definită ca valoarea așteptată (E - estimată) a produsului triplu

$$C(m, n) = E \{X(k) X(k+m) X(k+n)\} ,$$

adică

$$B(\omega_1, \omega_2) = \sum_{m=-\alpha}^{\alpha} \sum_{n=-\alpha}^{\alpha} C(m, n) e^{-j(\omega_1 m + \omega_2 n)} .$$

Dacă procesul este gaussian pur, $\{C(m,n)\}$ este nul pentru fiecare (m, n) și în consecință bispectrul său este zero. Suma amplitudinii bispectrului estimat este o măsură a deviației EEG față de comportarea gaussiană:

$$D = \sum_{(\omega_1, \omega_2)} |B(\omega_1, \omega_2)|.$$

De exemplu, în Figura 5.17(A, B) apar spectre de putere mediate pe 16 înregistrări EEG pe timpul somnului REM (eșantionare cu 128 Hz), pentru respectiv două subcâmpuri ale hipocampusului ([Car98]). Se observă două maxime, la cca. 8 Hz (ritmul θ) și 16 Hz (ritmul β). Graficele C și D indică respectiv bispectrele celor două secvențe. Calculul indicelui de bicoerență pentru frecvența de 8 Hz arată un important cuplaj de fază în cuadratură, ceea ce indică faptul că frecvența de 16 Hz nu este generată spontan (natural), ci este rezultatul sumării activității celor două zone cerebrale. Indicele de bicoerență se calculează cu formula

$$bic_{x_1 x_2 x_3}(\omega_1, \omega_2) = \frac{B_{x_1 x_2 x_3}(\omega_1, \omega_2)}{\sqrt{P_{x_1}(\omega_1) P_{x_2}(\omega_2) P_{x_3}(\omega_1 + \omega_2)}}$$

în care $P_{x_j}(\omega)$ este spectrul de putere al semnalului $\{x_j(n)\}$.

Examinarea relației de fază între două semnale neliniare achiziționate în locuri diferite se face cu *bispectrul încrucișat*. Astfel, având trei procese staționare de medie zero, $\{x_j(n)\}$, $j=1, 2, 3$, mai întâi se împarte fiecare din ele în trei segmente egale, de lungime M . Bispectrul încrucișat se estimează luând media produselor triple ale coeficienților Fourier peste cele M segmente:

$$B_{x_1 x_2 x_3}(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M X_1^m(\omega_1) X_2^m(\omega_2) X_3^{m*}(\omega_1 + \omega_2),$$

unde $X_j^m(\omega)$ este transformata Fourier a segmentului m al lui $\{x_j(n)\}$. Bispectrul poate fi aplicat pentru determinarea cuplajului de fază încrucișat ce apare între $\{x_1(n)\}$ și $\{x_2(n)\}$ și efectele sale asupra lui $\{x_3(n)\}$. De exemplu, un maxim al bispectrului $B_{x_1 x_2 x_3}(\omega_1, \omega_2)$ sugerează că la frecvența $(\omega_1 + \omega_2)$ a lui $\{x_3(n)\}$ semnalul apare datorită cuplajului de fază între ω_1 a lui $\{x_1(n)\}$ și ω_2 a lui $\{x_2(n)\}$.

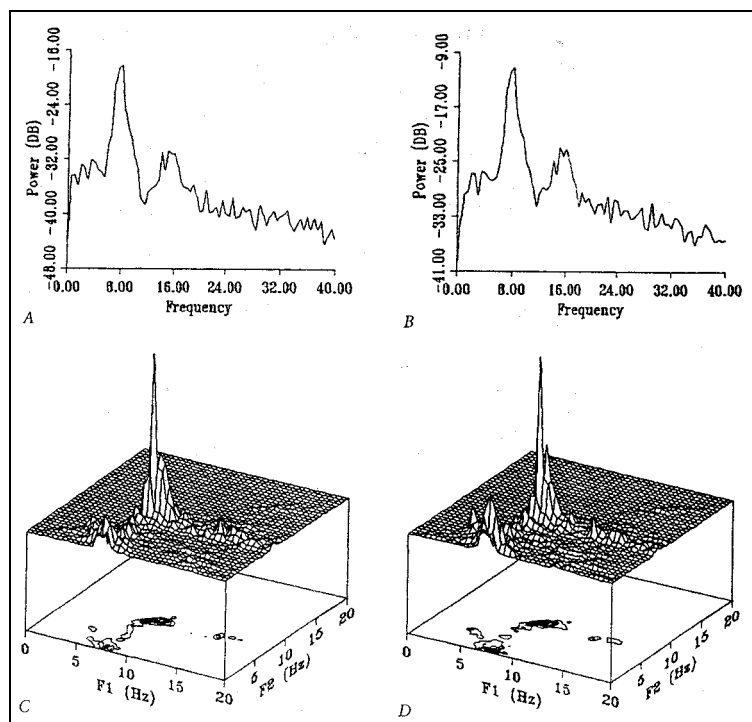


Figura 5.17 Spectre de putere (a, b) și bispectre ale EEG pentru somnul REM

Aplicarea dinamicii neliniare în studiul cantitativ al EEG

EEG convertită digital poate fi considerată o *serie de timp unidimensională*. Seria este generată de un sistem dinamic neliniar care are un număr mare de grade de libertate, n . Valorile numerice ale acestor grade de libertate (sau variabile) definesc în mod unic un punct în spațiul stărilor, adică *starea sistemului*. Sistemul descrie în timp în spațiul stărilor o *traietorie* n -dimensională, care este o hipersuprafață. EEG ar fi în acest caz proiecția sistemului neliniar pe axa tensiunii. Necunoscând *a priori* dimensiunea spațiului, nu putem măsura direct multitudinea variabilelor sistemului.

Reconstrucția spațiului stărilor, deci obținerea traietoriei sistemului, se poate face prin metoda numită *imersia în coordonate retardate*. Considerând un semnal $x(t)$, el poate fi reprezentat sub forma

$$x^n(t_i) = \{x(t_i), x(t_i+\tau), \dots, x(t_i+(n-1)\tau)\}_t^T,$$

în care $t_i = i T_e$, $i = 1, \dots, N$, n este dimensiunea imersiei, T_e este perioada de eșantionare, τ este timpul de întârziere iar T este operatorul de transpunere. Figura 5.18 redă principiul metodei, exemplificată cu un “pieptene” ce generează o traiectorie 5-dimensională. Timpul de întârziere este dat de distanța dintre dinții pieptenului: $\tau = 2$. Alegerea acestei valori se face calculând lungimea corelației, adică mărimea timpului până la primul zero al funcției de autocorelație a semnalului. Alt procedeu de estimare a lui τ este calculul mediei intervalelor dintre vârfurile traseului EEG, obținută după filtrarea prealabilă a acestuia.

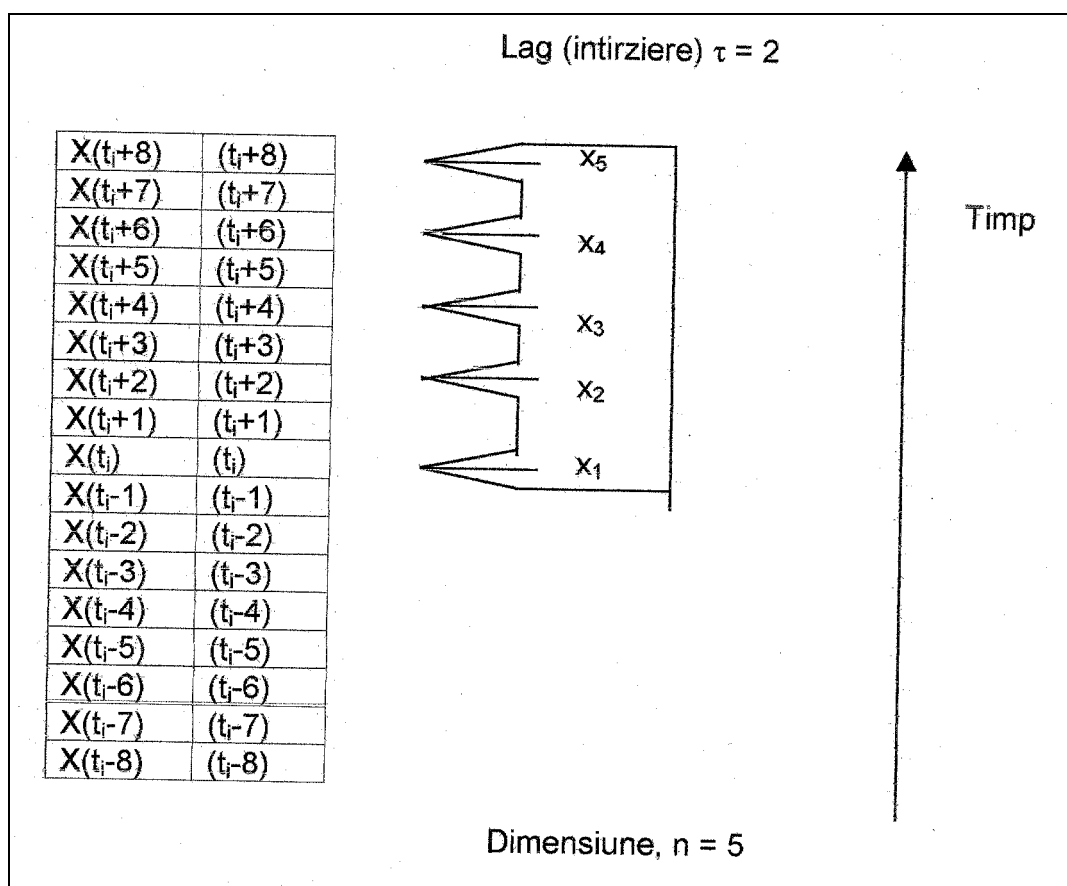


Figura 5.18 Principiul imersiei în coordonate retardate

Analiza comportării unui sistem dinamic comportă testarea existenței *atractorilor*, care sunt submulțimi invariante, de exemplu staționare, ale spațiului stărilor. Dacă sistemul are o comportare deterministă, atractorul corespunde regimului permanent către care tinde sistemul. *Algoritmul dimensiunii corelației* (Grassberger și Procaccia) constată existența și determină dimensiunea atractorului găsit.

1. Se calculează toate distanțele $|x(t_i) - x(t_j)|$ dintre un punct oarecare de referință $x(t_i)$ și restul de $N-1$ puncte din spațiul stărilor. Astfel se poate determina numărul de puncte care se află la distanța r față de punctul de referință ales.
2. Se calculează valoarea numerică a integralei de corelație pentru semnalul EEG digital:

$$C(r) = \frac{1}{N^2} \sum_{\substack{1, j=1 \\ i \neq j}}^N \sigma \left(r - |x(t_i) - x(t_j)| \right),$$

în care σ este funcția treaptă.

3. Se constată că în intervalul lui r numit regiune de scalare, $C(r)$ are alura funcției $C(r)=r^{-d}$. Dimensiunea d a atractivului este dată de panta lui $\log C(r)$ în funcție de $\log r$, calculată prin derivare în zona liniară a graficului.
4. Este utilă reprezentarea dimensiunii de corelație d în funcție de dimensiunea n a imersiei. Se calculează media și deviația standard a lui d . Media astfel găsită reprezintă *dimensiunea fractală* a atractivului.

Exponentul Lyapunov este mărimea care caracterizează sintetic stabilitatea comportării unui sistem dinamic. Comportarea haotică se definește fizic drept acea dinamică pentru care traiectorii având puncte de start vecine în spațiul stărilor vor diverge exponențial în timp. Exponentul Lyapunov reprezintă media temporală pe termen lung a vitezelor exponențiale de convergență sau divergență a stărilor vecine. Dacă un sistem are cel puțin un exponent pozitiv, el este instabil, posibil haotic. Calculul exponentului Lyapunov implică pașii următori:

1. Având seria de timp $x(t)$, se reconstruiește un spațiu al stărilor prin metoda coordonatelor retardate.
2. Se alege un punct inițial și se calculează distanța euclidiană față de cel mai apropiat vecin, notată cu D_0 , considerată la momentul de timp t_0 .

3. La momentul $t_1 > t_0$ distanța dintre cele două puncte devine D_1 . Se caută un alt punct pentru care distanța $D'(t_1)$ și unghiul față de punctul inițial evoluat sunt minime. Dacă un astfel de punct nu poate fi aflat, se păstrează punctele inițiale.
4. Se repetă procedura până la epuizarea traiectoriei prin spațiul stărilor generat.
5. Se calculează mărimea exponentului Lyapunov cu formula

$$L = \frac{1}{t_M - t_0} \sum_{k=1}^N \log_2 \left(\frac{D'(t_k)}{D(t_{k-1})} \right),$$

în care M este numărul total de pași iar pasul temporal $\Delta = t_k - t_{k-1} = \text{const.}$ De exemplu, pentru un semnal EEG filtrat se poate găsi o valoare a celui mai mare exponent Lyapunov (dominant) pozitivă și relativ mare (de exemplu 69,4), ceea ce indică o comportare haotică.

Analiza a numeroase trasee EEG normale, de adult tânăr, a condus la concluzia că activitatea electrică normală a scoarței cerebrale este reprezentată printr-un proces nestăionar, multidimensional, cu dinamică haotică și atractori stranii (cu dimensiune fractală).

5.2 Electromiografie

Electromiografia este tehnica de explorare funcțională privind achiziția și redarea activității electrice musculare. Depolarizarea fibrelor musculare, cauza contracției musculare, este inițiată de receptorii senzoriali și ajunge la creier prin fibrele nervoase senzoriale. Creierul provoacă alte unde de depolarizare care, prin nervii motori, produc depolarizarea plăcilor terminale, respectiv contracția musculară.

Culegerea potențialelor de acțiune ale celulelor musculare individuale are loc cu ajutorul unor microelectrozi de tip ac de seringă. Depolarizarea unui grup de unități motorii se culege cu electrozi de suprafață.

În măsurări monopolare electrodul de referință este un electrod de suprafață, plasat pe piele în apropierea electrodului “cald”. În cazul măsurărilor bipolare se

folosesc doi electrozi calzi și un electrod de referință. *Electromiograma* (EMG) globală se culege cu electrozi de suprafață plasați pe piele.

În cazul mușchilor denervați total sau parțial EMG simplă nu este suficientă, trebuind realizat un stimul artificial care să depolarizeze nervii sau direct fibrele musculare (*EMG activă*).

Patologia pusă în evidență de EMG poate fi:

- de tip neurogen referitoare la nervul motor (atrofii prin denervare);
- de tip miogen referitoare la structura fibrelor musculare (degenerări fibro-grăsoase);
- datorată unor tulburări endocrine și metabolice (tetanie, hipo- și hipertiroidie, diabet etc.);
- referitoare la structuri encefalice cu funcții motoare;
- referitoare la anumiți factori fiziologici (oboseală musculară, tulburări de circulație sanguină etc.) care pot modifica traseele EMG.

Electromiograful este aparatul cu ajutorul căruia se poate obține EMG. Sistemul din Figura 5.19 conține un amplificator (1), un osciloscop cu memorie (2), un redresor total (dublă alternanță, de precizie) (3), un integrator (4) și un amplificator de putere (5).

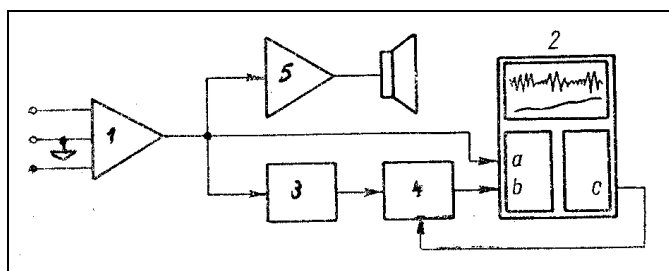


Figura 5.19 Schema bloc a unui sistem electromiografic

Datorită benzii de frecvență mai mare a semnalului EMG, constantele de timp ale amplificatorului EMG sunt: pentru limita inferioară a benzii - 0,1 s, 0,03 s, 0,01 s - iar pentru frecvența limită superioară - 500 Hz, 1000 Hz, chiar 50 kHz. De

aceea, înregistratoarele grafice ieftine nu permit, datorită benzii de frecvență limitate, folosirea lor în EMG curentă. Acest lucru este posibil utilizând înregistratoare cu scânteie sau, pentru sisteme ieftine și mai vechi, făcând apel la osciloscopul catodic cu memorie și tehnica foto. Aparatele moderne au o unitate de calcul și memorie digitală iar datele sunt afișate pe monitor și redată pe înregistrator cu hârtie termică.

Unul din trasee reprezintă de obicei integrala EMG, obținută prin redresarea totală față de linia izoelectrică a EMG obișnuite. Integrarea are loc pe durata unei baleieri a ecranului de afișare (Figura 5.20).

Redarea acustică a activității musculare permite evidențierea, pe încă o cale a percepției medicului, a traseelor normale (având durată mai mare și un sunet mai grav) sau patologice (durată mai scurtă, sunet ascuțit).

Prelucrarea EMG constă, de obicei, în analiza spectrală și în calculul funcției de autocorelație. Aceasta deoarece EMG este, ca și EEG, un semnal aleator. El se datorează însumării potențialelor de acțiune ale fibrelor musculare stimulate. Rezultatele analizei pot evidenția diferențe între spectrele de putere ale EMG ale subiecților cu miopatii sau cu leziuni ale nervilor periferici, față de cele normale, precum și gradul de oboseală a mușchilor.

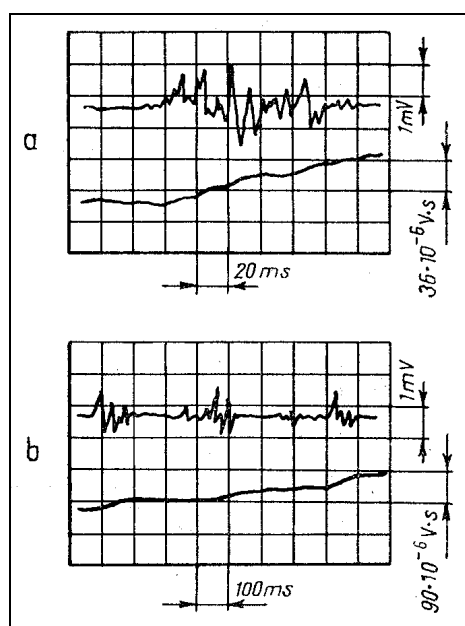


Figura 5.20 Electromiograma și integrala electromiografică

5.3 Terapia electrică în neurologie și psihiatrie

Stimularea electrică a sistemului nervos are efecte favorabile pentru ameliorarea durerilor cronice. Diagnosticarea și terapia unor boli mintale (schizofrenia, epilepsia, psihoza maniaco-depresivă ș.a.) sunt susținute atât de modele teoretice și realizări experimentale remarcabile, cum este biofeedback-ul, cât și de tehnici și proceduri de terapie prin electroșoc, atent și corect folosite.

Un sistem de terapie prin *biofeedback* (Figura 5.21, [3]) folosește variabilele fiziologice ale unui pacient pentru a controla anumite funcții fiziologice ale sale, deci anumite stări patologice. Drept mărimi de intrare (variabile fiziologice) se aleg valorile ECG, EEG sau EMG, afișate în fața pacientului și modificate eventual cu sprijinul acestuia. Există situații în care pacientul poate avea control asupra variabilelor sale fiziologice și cazuri în care acest lucru nu este posibil, dar subiectul suportă monitorizarea EEG.

Rezultatele notabile de terapie prin biofeedback au fost obținute în tratarea depresiunilor mintale, a epilepsiei și a nevrozelor obsesionale.

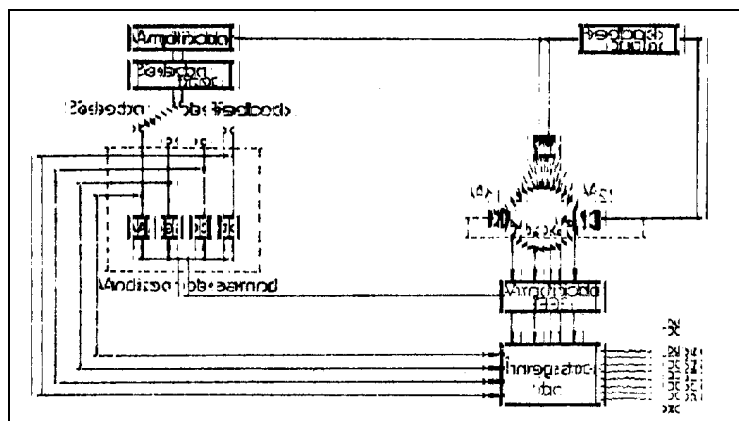


Figura 5.21 Sistem de terapie prin biofeedback

Practic se măsoară EEG subiectului, extrăgându-se prin filtrare patru din ritmurile standard: α (8-13 Hz), β (14-30 Hz), δ (0-3,5 Hz) și θ (4-7 Hz). Se folosesc două căi: una vizuală și alta auditivă.

În cazul biofeedback-ului vizual semnalul de feedback este o lumină care variază sincron cu cea mai eficientă din componentele EEG, aleasă experimental. Feedback-ul care normalizează EEG, adică crește unda α și le reduce pe celelalte, este optim pentru pacient și va fi folosit pentru terapia de lungă durată. În cazul feedback-ului audio, o undă purtătoare (de exemplu de 1000 Hz) este modulată de ritmurile EEG.

Terapia electromagnetică a bolii Parkinson este posibilă implantând în regiunea thalamică a creierului un mic corp metalic (1,2 / 4 mm) și încălzindu-l printr-un procedeu inductiv. Din considerente de risc legat de lezarea țesuturilor encefalice, frecvența câmpului electromagnetic de stimulare nu trece de 600 kHz. De asemenea, focalizarea câmpului trebuie să fie foarte bună.

Terapia prin electroșoc este folosită la tratarea unor boli mintale ca schizofrenia, psihoza, nevroze obsesionale ș.a. Aparatul de terapie constă dintr-un generator de semnal care produce impulsuri periodice pozitive cu front anterior abrupt și cel posterior în formă de sfert de sinusoidă (Figura 5.22). Durata acestor impulsuri este de 5 ms iar perioada este de 20 ms. Amplitudinea curentului de stimulare se poate regla între (200...900) mA_{av} prin înserierea unor rezistoare cu pacientul.

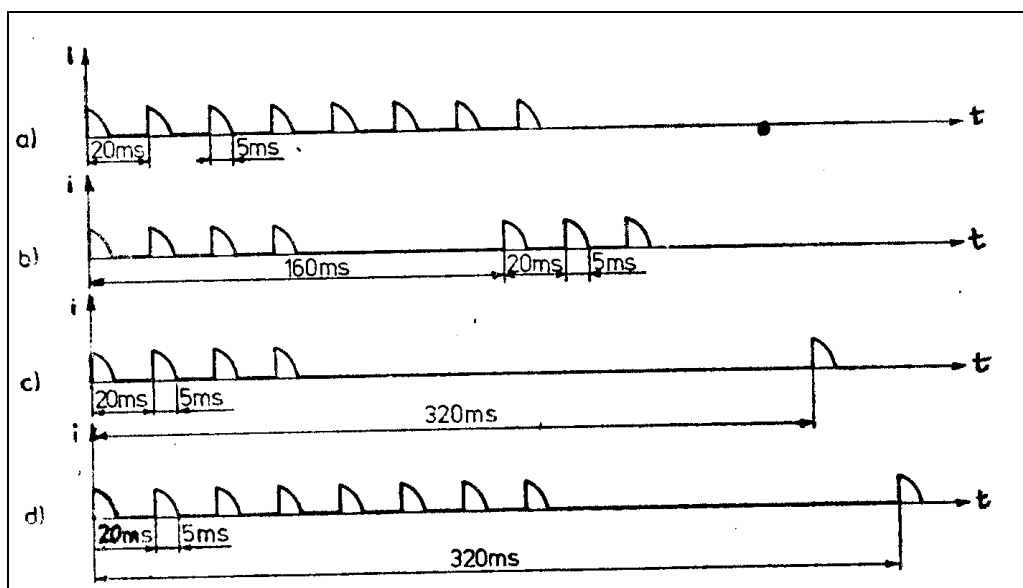


Figura 5.22 Semnale pentru terapie prin electroșoc

6. APARATE PENTRU INVESTIGAREA SISTEMULUI RESPIRATOR

6.1 Explorari functionale respiratorii

Aparatul respirator realizeaza schimbul de gaze între organism si mediu, asigurând aportul de oxigen si evacuarea CO_2 toxic. Desi respiratia nu este generatoare de semnal bioelectric, masurarea, monitorizarea si terapia sistemului respirator cu mijloace electronice au o importanta deosebita pentru asistarea acestui sistem functional vital.

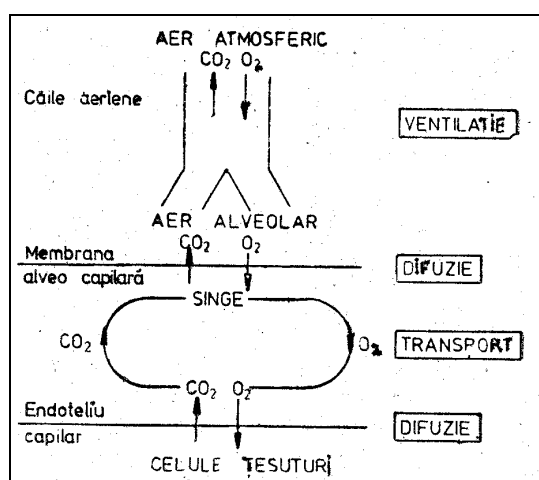


Figura 6.1 Schema procesului de respiratie

Figura 6.1 indica schimburile de gaze între organism si mediu, la care concursa sistemul respirator si sistemul de transport al gazelor în corp. Respiratia, proces metabolic continuu, consta din *respiratia externa (pulmonara)*, prin care se asigura afluxul de O_2 si eliminarea CO_2 si din *respiratia interna (tisulara)*, realizata la nivelul celulei. Oxigenul este absorbit de plamân prin ventilatie pulmonara si este transportat de sângele arterial la tesuturi, unde se produc arderile intracelulare, rezultând CO_2 . Acesta din urma revine pe calea venoasa spre plamâni si este eliminat prin aerul expirat.

Funcția respiratorie externa a plamânului este explorata prin masurarea variatiei volumului, a vitezei fluxului de aer si a presiunii. Debitele ventilatorii si volumele pulmonare se masoara cu aparatul numit *spirometru*, rezultând un grafic numit *spirograma*, pe baza careia se calculeaza capacitatea vitala a subiectului.

Principalii parametri folositi la analiza ventilatiei pulmonare sunt *rezistenta* si *complianta pulmonara*.

Rezistenta pulmonara apare ca urmare a opozitiei peretelui toracic la miscarile ventilatorii. Ea include rezistenta cailor aeriene, care survine din rezistenta la curgerea aerului, din partea arborelui bronsic. Aceste rezistente se masoara ca raportul între variatia de presiune aferenta (între suprafata plămânului si gura, respectiv între alveola si gura) si debitul de aer.

Complianta pulmonara este parametrul care caracterizeaza direct proportional elasticitatea pulmonara. El se defineste ca raportul dintre variatia volumului pulmonar, ΔV , si variatia presiunii transpulmonare, ΔP . Inversul compliantei se numeste *elastanta*.

Figura 6.2 prezinta capacitatile si volumele pulmonare definite în Tabelul 6.1.

Tabelul 6.1

	<i>Denumire</i>	<i>Semnificatie</i>
VC	Volumul curent	Volumul de aer schimbat în respiratia normala
VIR	Volumul inspirator de rezerva	Volumul ce mai poate fi inspirat la sfârșitul unei inspiratii normale
VER	Volumul expirator de rezerva	Volumul ce poate fi expirat fortat la sfârșitul unei expiratii normale
VR	Volumul rezidual	Volumul de aer ramas în plamân la sfârșitul unei expiratii normale
CPT	Capacitatea pulmonara totala	Suma volumelor anterioare = volumul de aer aflat în plamân la finalul unei inspiratii fortate
CRF	Capacitatea functionala reziduala	Volumul aflat în plamâni dupa eliminarea volumului curent: $CRF = VR + VER$
CI	Capacitatea inspiratorie	Volumul maxim ce poate fi inspirat la sfârșitul unei expiratii normale: $CI = VC + VIR$
CV	Capacitatea vitala	Volumul de aer expirat fortat dupa o inspiratie maximala

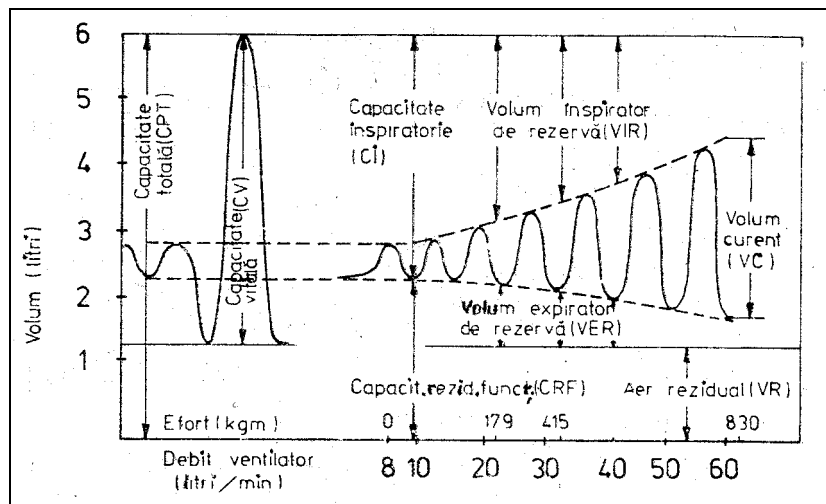


Figura 6.2 Volumele pulmonare. Cresterea volumului curent la efort

Respirația pulmonară este explorată măsurând variațiile de volum, viteza fluxului de aer și modificările de presiune.

Capacitatea vitală a unui subiect sanatos poate fi reprezentată de formula

$$W^n / CV = K,$$

în care W este greutatea corpului în grame; $n=0,72$; $K=0,69$ (const.); CV = capacitatea vitală cm^3 . Capacitatea vitală măsurată cu spirometrul se exprimă ca procentaj din valoarea normală standard calculată în funcție de vârstă, sex și ocupație. Volumele măsurate cu spirometrul sunt corectate în funcție de temperatură și presiune, căci ele diferă față de valorile reale din corpul uman.

6.2 Traductoare și aparate utilizate în explorări respiratorii

Traductorul *piezorezistiv cu mercur* este folosit la unele pneumografe. El constă dintr-un tub subțire și elastic umplut cu mercur, care se pune pe pieptul subiectului. Capetele tubului sunt închise cu dopuri din aliaje conductoare electrice (Cu, Ag, Pt), ceea ce permite introducerea traductorului într-un circuit prevăzut cu un amplificator de tensiune de curent continuu.

Traductorul *piezorezistiv cu marci tensometrice* produce un semnal de tensiune variabilă care oferă informații privitoare doar la existența și ritmul respirator, nu și la mărimea volumelor pulmonare.

Un condensator plan cu o armatura mobila poate constitui un traductor de respiratie. Capacitatea sa este data de formula

$$C = 0,089 \varepsilon_r A / d \text{ } \mu\text{F}.$$

Daca deplasările armaturii mobile, Δx , sunt foarte mici, formula de mai sus devine

$$C = C_0 + (C_0 / d) \Delta x,$$

ceea ce înseamna o relatie aproximativ liniara între C si deplasare.

Termistorii pot fi elementul sensibil la traductoare de respiratie, daca ei sunt plasati în fluxul respirator al pacientului. Autoîncalzirea termistorului se realizeaza cu un curent constant de 5...10 mA iar puterea disipata nu depaseste 40 mW. Modificarile rezistentei termistorului au loc ca urmare a diferentei de temperatura între aerul inspirat si cel expirat.

Un traductor care produce informatii cantitative despre debitul de aer care circula prin plamâni este redat în Figura 6.3 iar aparatul care-l utilizeaza se numeste *pneumotahograf* (Figura 6.4). Aerul respirat prin intermediul capului de masura CM produce o variatie de presiune Δp , proportionala cu viteza medie a aerului. Debitul se exprima prin formula

$$D = \alpha \Delta p.$$

Diferenta de presiune este detectata cu un convertor presiune diferentiala-tensiune (CPDu). Domeniul tensiunii de la iesirea convertorului este de exemplu ± 500 mV, pentru un debit de ± 600 l/min. În Figura 3.6.3(b) este redată variatia presiunii în traductor; elementele 1 sunt flanse, 2 - prizele de masurare a presiunii diferentiale iar 3 - sita metalica.

Spirometrul electronic masoara parametrii specifici aparatului respirator uman, pe baza calcularii debitelor de aer cu un traductor de presiune diferentiala (Figura 6.5). Semnalul de la iesirea traductorului, amplificat, se aplica unui integrator digital.

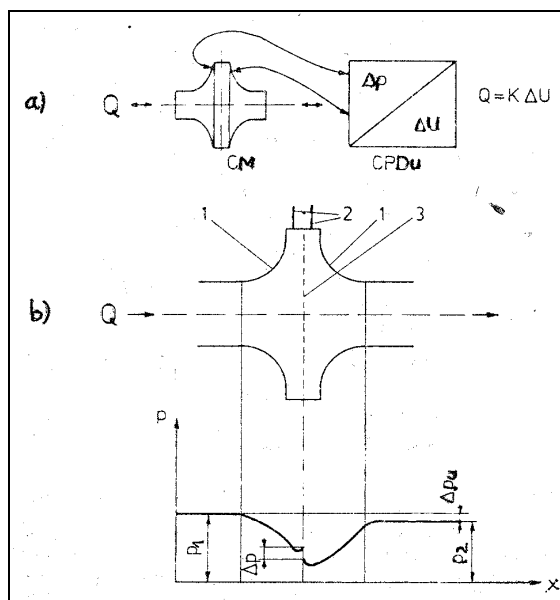


Figura 6.3 Traductor de debit

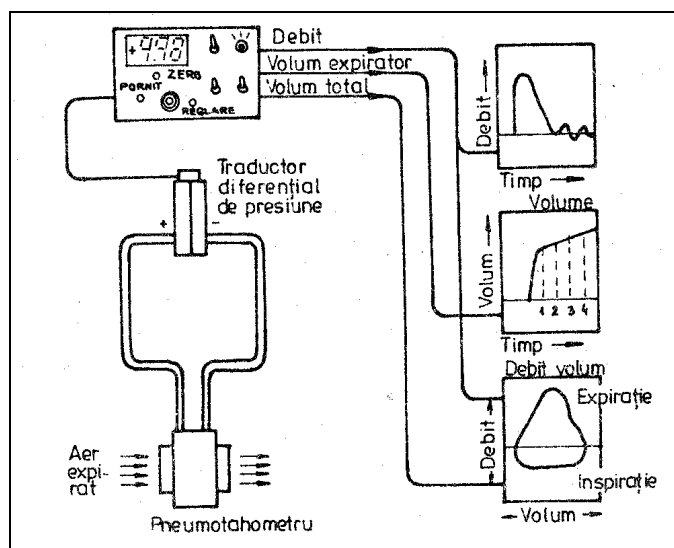


Figura 6.4 Pneumotahograf

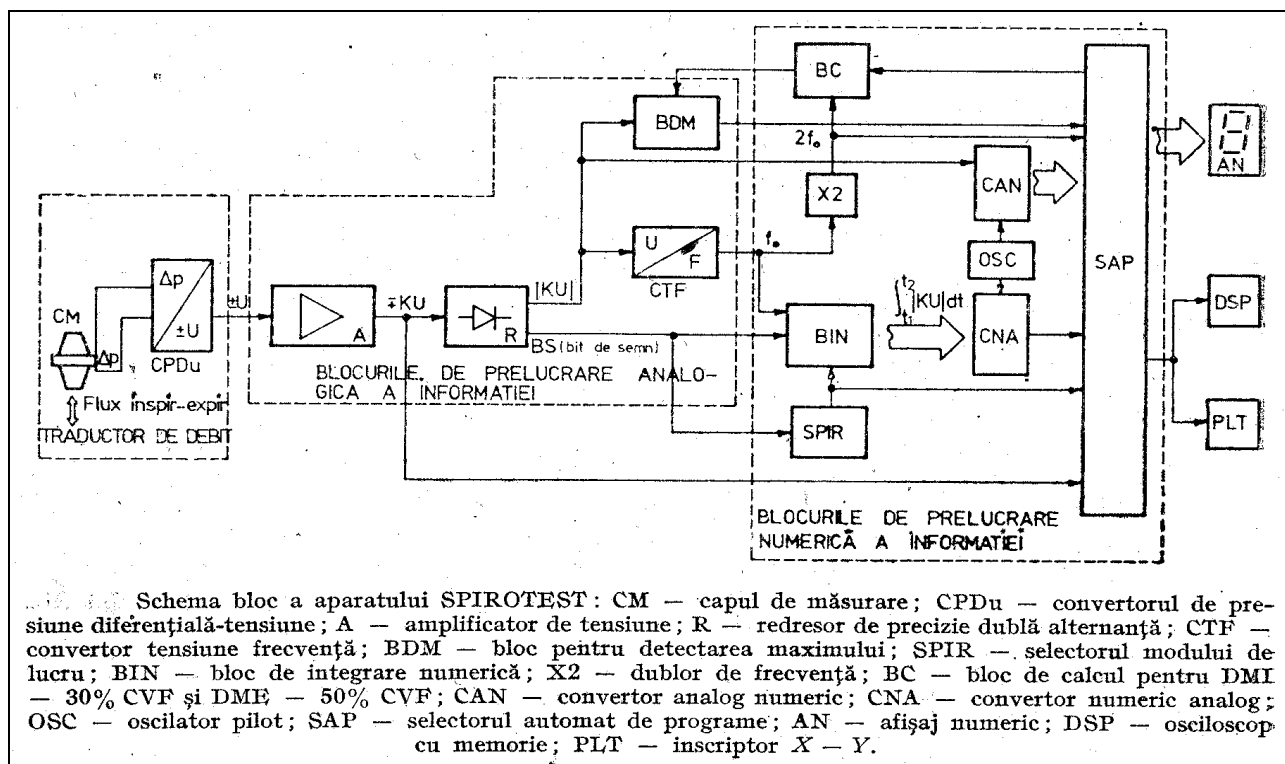


Figura 6.5 Aparatul SPIROTEST

Volumul de aer vehiculat în timpul unei inspirații sau expirații se obține cu formula

$$V = \int_{t_1}^{t_2} D(t) dt,$$

în care V este volumul de aer, $D(t)$ - variația debitului inspirat (expirat) iar t_1 și t_2 sunt momentele de timp ce marchează inspirația / expirația. Aparatul SPIROTEST măsoară 14 parametri fiziologici prin programe implementate hardware. În regim de lucru, blocul SPIR selectează parametrul ce va fi calculat, iar etajul SAP alege programul de investigație. Semnalul de la traductorul de debit este amplificat în amplificatorul A și redresat în blocul R. Tensiunea rezultată este convertită în semnal numeric de către CTF și aplicată integratorului BIN. Dacă se măsoară un volum, la SAP se aplică doar semnalele generate de BIN și SPIR. Dacă se determină debitul de vârf, la blocul SAP se aplică și semnalul de la BDM și valoarea maximă a debitului convertită numeric de către CAN. Blocul de calcul, BC, este necesar pentru determinarea debitului inspirat / expirat la 50% din capacitatea vitală forțată. CAN este util când aparatul se cuplează cu un osciloscop

cu memorie (DSP) sau cu un inscriptor grafic X-Y (PLT). Afisarea rezultatelor este realizata cu afisajul numeric (AN).

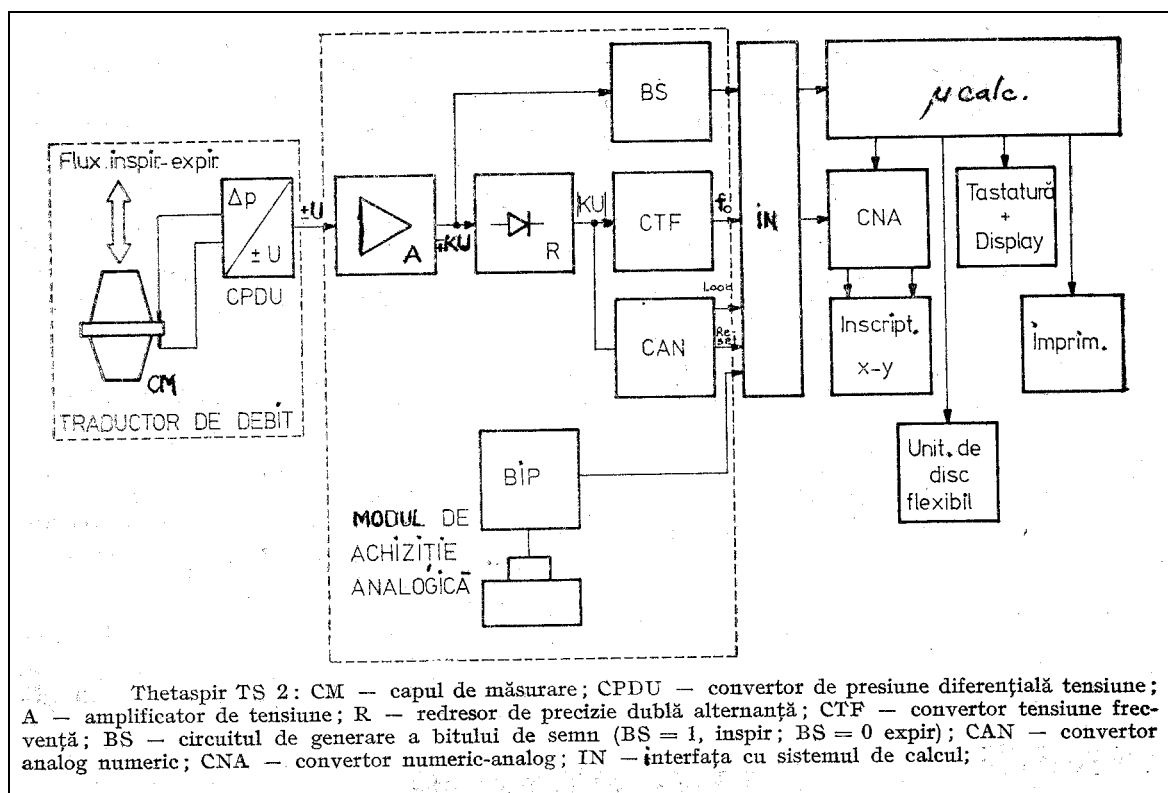


Figura 6.6 Aparat pentru controlul respirației

O varianta perfectionata a spirometrului descris anterior este aparatul pentru masurarea si controlul respirației, THETASPIR (Figura 6.6). Traductorul si modulul de achizitie sunt comune cu cele ale aparatului SPIROTEST. Interfața numerica (IN) permite cuplarea cu un microsystem de calcul, care permite reducerea duratei investigatiei si cresterea numarului de parametri analizati (toti cei 62 specifici sistemului respirator). Sunt posibile reprezentari grafice ale debitului si volumelor, spirograme, calculul valorilor teoretice (prescrise), corectii, memorarea si arhivarea datelor, calcule statistice etc. Achizitia se face în timp real iar spirograma este afisata pe ecranul microcalculatorului. Programul general de calcul are trei niveluri: 1 - protocolul de achizitie a datelor; 2 - calibrarea aparatului si masurarea celor 62 de parametri; 3 - dialogul cu perifericele.

Un *pneumograf de impedanta* functioneaza pe baza modificarii impedantei între doi electrozi aplicati pe pieptul pacientului, în timpul respiratiei. Aplicatiile de baza sunt monitorizarea respiratiei neonatale si semnalizarea apneei, deci ofera informatii doar despre existenta si ritmul respiratiei.

Figura 6.7 prezinta schema bloc (a) si circuitul echivalent de intrare (b) ale unui astfel de pneumograf. Oscilatorul pilot (OP) produce un semnal alternativ de tensiune mica si frecventa 50...500 kHz, care este aplicat cu ajutorul a doi electrozi electrocardiografici. Semnalul u aplicat amplificatorului diferential (ACA) reprezinta caderea de tensiune de pe rezistenta toracelui subiectului ($R+\Delta R$), între cei doi electrozi, conform relatiei

$$u = (R \pm \Delta R) i ,$$

în care R este rezistenta pacientului între electrozi când nu exista respiratie iar ΔR este variatia de rezistenta în prezenta respiratiei. Curentul i este foarte mic (μA). Semnalul amplificat este aplicat unui detector sincron (DS); la iesirea acestuia, filtrul trece-jos (FTJ) separa si retine semnalul purtator, care variaza în ritmul respiratiei. Amplificatorul de curent continuu (ACC) amplifica semnalul util pentru afisare sau pentru a fi preluat de un *pneumotahometru*.

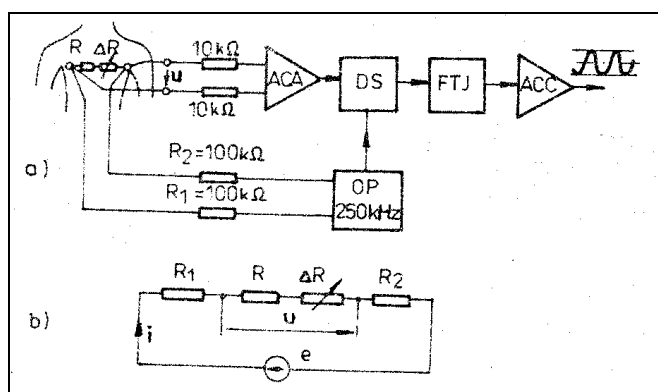


Figura 6.7 *Pneumograf de impedanta*

7. APARATE PENTRU ELECTROTHERAPIE ȘI ELECTROCHIRURGIE

Comportarea organismului uman ca receptor de energie și semnal electric, precum și efectele diverselor forme de energie aplicate asupra sa sunt folosite pentru:

- *diagnostic*, urmărind răspunsul la stimulul respectiv sau analizând energia de aceeași natură cu cea incidentă, reflectată de organism (de exemplu diagnostic prin ultrasunete, raze X, radiații infraroșii sau luminoase etc.);
- *terapie*, exploatând efectele pozitive produse de absorbția și transformarea energiei incidente în țesuturi;
- *protezare*, folosind biosemnale-răspuns la o anumită formă de energie pentru acționarea unor biosisteme electromecanice, stimularea unor țesuturi (stimulator cardiac, terapie prin biofeedback ș.a.) sau diverse proteze (auditive, pentru orbi etc.).

7.1 Comportarea organismului la curent continuu, frecvențe joase și medii. Electroterapia

Din punct de vedere electrochimic, organismul este un ansamblu de electrolizoare minuscule (celulele sale) umplute cu electroliți. Intensitatea curentului electric continuu, aplicat cu pantă lentă pentru a nu produce excitație, depinde de rezistența țesuturilor din circuitul serie echivalent, R_i și de rezistența piele-electrod, R_p . R_i are valori pornind de la 100 Ω (serul sanguin), până la cca. 10 k Ω (osul). Rezistența piele-electrod se află în domeniul 1...100 k Ω și depinde de pregătirea suprafeței de contact și de tipul electrozilor folosiți.

Curentul continuu produce în organism electroliza clorurii de sodiu (NaCl), o electroforeză și o electroosmoză (dată de trecerea lichidelor prin membrane). Un efect important al curentului electric este *electrotonusul*, care reprezintă difuzia

curentului electric pe fibra nervoasă. Rezultatul este mărirea sau micșorarea excitabilității nervoase. Acțiunea curentului continuu se răsfrânge asupra:

- fibrelor nervoase motorii, prin creșterea pragului de excitare la stimuli exogeni și endogeni (acțiune catodică);
- fibrelor nervoase senzitive, prin scăderea pragului de excitare și a durerilor (acțiune anodică);
- fibrelor nervoase vasomotorii, rezultând creșterea circulației sanguine prin vasodilatație de suprafață și adâncime.

Terapia folosind curentul continuu se numește **galvanizare** iar aparatul specific poartă numele de *pantostat*. Acesta este un simplu redresor care produce un curent maxim de 1,2 A, cu densitatea reglabilă între 30...200 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ (funcție de suprafața electrozilor) și factor de ondulație sub 0,3%. Durata tratamentului nu poate depăși, în general, 15 min. Aplicarea curentului se face cu doi electrozi plasați pe țesut sau în băi celulare sau generale.

Acțiunea fiziologică a **curentului variabil de joasă și medie frecvență**, având diferite forme de undă, este în principal excitomotoare. Curenții se aplică în tratamentul atrofiilor musculare și al degenerescentei neuromusculare.

Terapia prin **faradizare** se folosește la excitarea cu impulsuri dreptunghiulare a mușchilor scheletici (Figura 7.1,a). Pentru mușchi paralizați se pot utiliza curenți neofaradici, cu alură exponențială (b), sau impulsuri modulate în amplitudine cu impulsuri trapezoidale (c). În vederea obținerii unei contracții accentuate, frecvența de repetiție a trenurilor de impulsuri este de 40...100 Hz.

Utilizarea **curenților diadinamici** (curenți Bernard) are loc în artroze, perturbații circulatorii, mialgii, reumatism, traumatisme. Figura 7.2 prezintă cele cinci forme de undă folosite (valoare efectivă maximă de 20 mA): DF (diphase fixe) - curent alternativ de 50 Hz redresat dublă alternanță; MF (monophasé fixe) - la fel, dar monoalternanță; CP (modulé en courtes périodes) - semnal obținut prin comutarea celor două semnale anterioare; LP (modulé en longues périodes) - MF

modulat în amplitudine sumat cu MF; RS (rhythme syncopé) - MF plus pauză. Semnalele pot sau nu avea componentă continuă (0...10 mA). Combinarea curenților diadinamici cu terapia ultrasonoră continuă poate detecta și trata puncte dureroase (trigger-points) în inflamații ale țesutului conjunctiv.

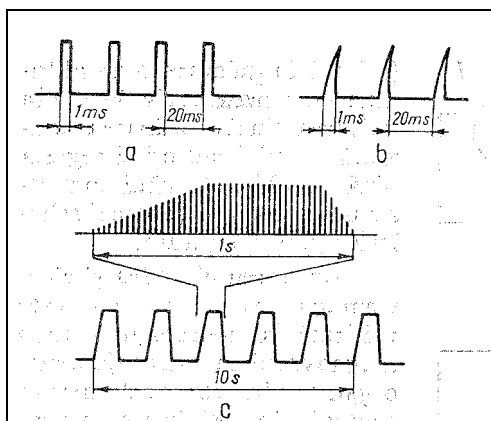


Figura 7.1 Impulsuri pentru faradizare diadinamici

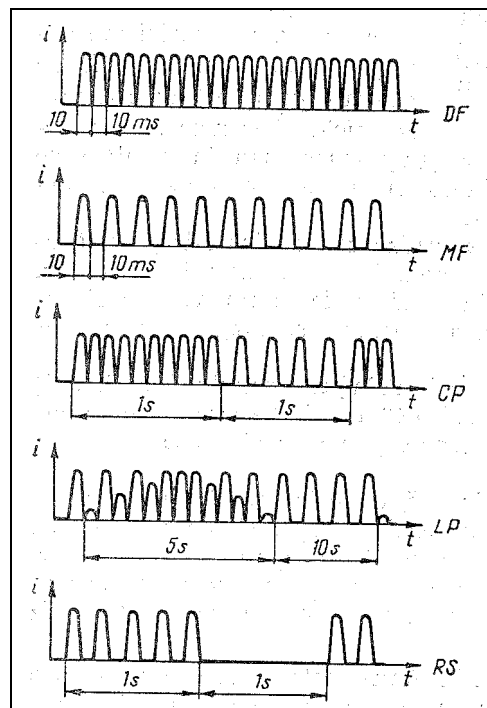


Figura 7.2 Semnale pentru curenți

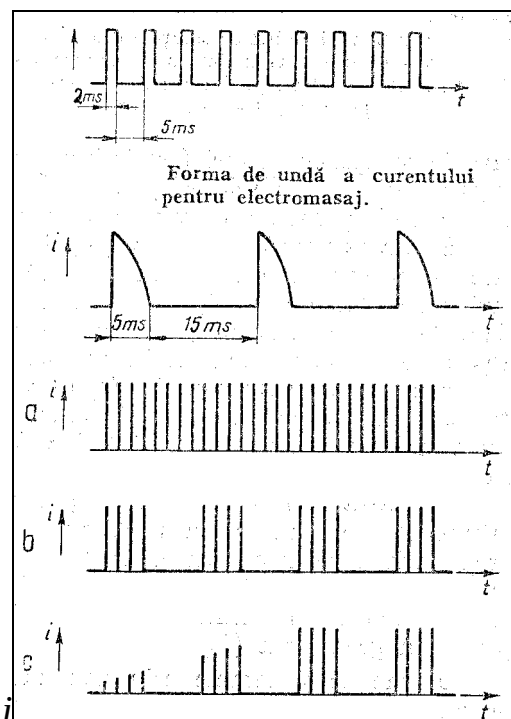


Figura 7.3 Impulsuri pentru electromasaj și electroșoc

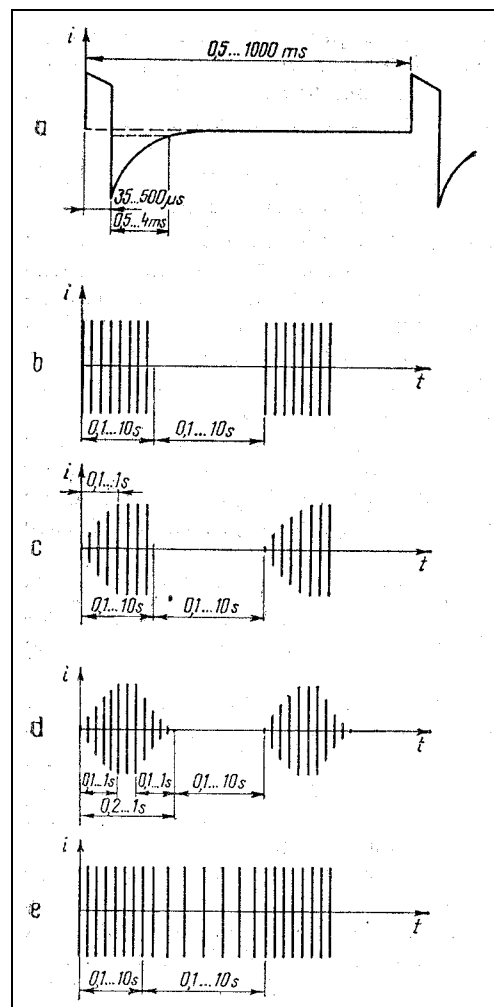


Figura 7.4 Semnale pentru electroacupunctură

Electromasajul folosește *curenți Träbert* (Figura 7.3) de formă dreptunghiulară și amplitudine constantă. Tratamentul se individualizează cu privire la amplitudinea și locul aplicării semnalelor, în vederea obținerii senzației de vibrație.

Terapia prin electroșoc realizează stimularea sistemului nervos central, prin inhibare (Figura 7.3). Este utilă tratamentul psihozelor, depresiunilor endogene și schizofreniei. Se folosesc trenuri de patru impulsuri de sfert de undă a tensiunii rețelei, impulsuri continue (a), trenuri de impulsuri discontinue (b) sau trenuri discontinue cu amplitudine crescătoare, de până la 900 mA ((c, metoda glisantă).

Terapia prin curenți interferențiali (curenți Nemec) se bazează pe electrostimulări în profunzimea corpului, prin interferența câmpurilor electromagnetice produse de doi curenți sinusoidali având frecvențele de $f_1 = 4000$

Hz și $f_2 = f_1 \pm \Delta f$. Efectul este unul mialgezic și de îmbunătățire a circulației sanguine. În plus, localizarea este mai bună decât în cazul curenților diadinamici sau Träbert, pielea nefiind afectată.

În Figura 7.5, pentru cazul interferenței statice, sunt figurate liniile de câmp într-un volum conductor omogen (a), linii echipotențiale în același mediu (b), vectorul intensitate de interferență ($\mathbf{i} = \mathbf{i}_1 + \mathbf{i}_2$) (c), modulația totală de amplitudine (100%) pe direcția 45° a vectorului $\mathbf{i}$ (d), interferența parțială pe o direcție oarecare (e) și forma curențului pe direcțiile perpendiculare ale electrozilor (f).

Frecvența purtătoare a semnalului modulat în amplitudine produs prin fenomenul de bătăi este media aritmetică a frecvențelor celor doi curenți, $(f_1 + f_2)/2$, iar anvelopa are frecvența $f_1 - f_2$. Practic sunt două situații: (i) $\Delta f = \text{const.}$ (max. 100 Hz); (ii) Δf variază între 0...100Hz cu o perioadă de 15 s.

Câmpul interferențial dinamic se produce prin variația intensității celor doi curenți în sensuri contrarii și prin modulația în amplitudine a curenților cu un semnal modulator de foarte joasă frecvență, ceea ce duce la rotirea direcției vectorului $\mathbf{i}$ (Figura 7.6).

Terapia prin curenți interferențiali se aplică la boli articulare (artroze, reumatism, anchiloze fibroase și osoase etc.), ale sistemului muscular (pareze, atrofii), ale sistemului nervos (nevrite, hemiplegii, nevralgii, paralizii ș.a.), ale pielii (eczeme, ulcerații varicoase) sau endocrine (pancreatite, prostatite). Electrozii au mărimi proporționale cu suprafața supusă tratamentului și se aplică folosind un material îmbibat cu soluție electrolitică.

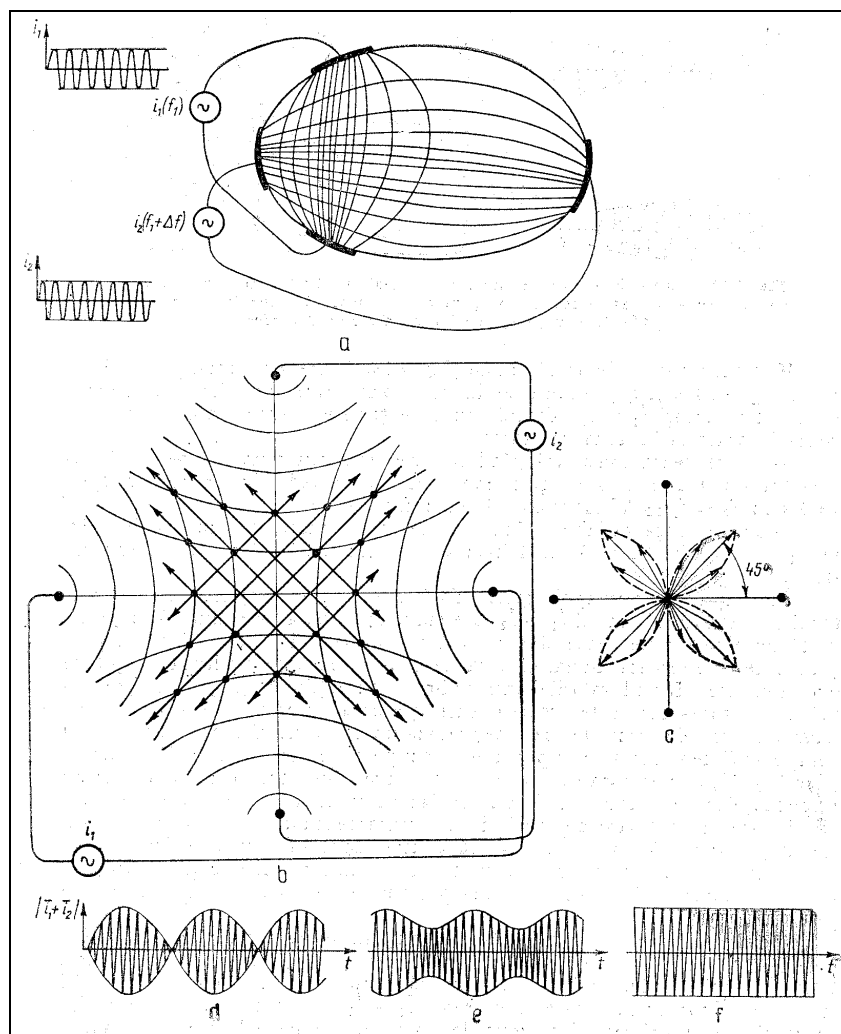


Figura 7.5 Curenți interferențiali statici

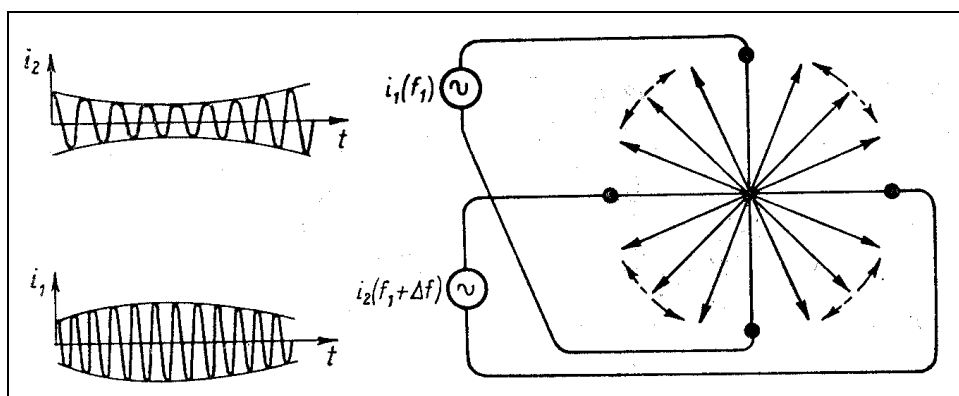


Figura 7.6 Principiul interferenței dinamice

Electrosomnul, electronarcoza și electroanestezia sunt alternative “curate” (neinvazive, fără efecte secundare) ale omoloagelor lor medicamentoase. Aceste tehnici se bazează pe acțiunea unor electrostimuli de intensitate redusă, repetitivi, care au un efect inhibitor asupra sistemului nervos central.

În cazul electrosomnului se aplică pe pielea capului: (i) impulsuri dreptunghiulare cu perioada de 0,2...1 ms, frecvența de repetiție de 1...16 Hz și factor de umplere de 1:500...1:3; (ii) zgomot de bandă largă (10 Hz...20 kHz); trenuri discontinue de impulsuri dreptunghiulare sau sinusoidale de frecvență 10...100 kHz, durată 1 ms, frecvența de repetiție de 100 Hz. Amplitudinea curentului este de 2...5 mA, iar densitatea de curent de 50...200 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$, stabilită pe pacient. Asocierea acestor electrostimuli cu unul auditiv sincronizat mărește efectul terapiei.

Electronarcoza poate fi obținută utilizând un semnal sinusoidal având 5...50 mA și frecvența de 500...2000 Hz. Avantajul este un timp de regenerare dendritosinaptic foarte scurt. Electroanestezia folosește curenți mono sau bipolari, în limite de curent mai largi.

7.2 Diagnostic și terapie prin acupunctură

Acupunctura este o metodă de diagnostic și terapie neconvențională care se bazează pe relațiile continue, energetice și informaționale, între organismul uman și mediul înconjurător. Schimburile energetice cu mediul au loc și la nivelul pielii, care constituie o interfață aflată în corelație strânsă cu sistemul nervos. La nivelul pielii au fost detectate cca. 120 de *puncte active* de acupunctură cu importanță practică, dispuse pe 14 meridiane longitudinale. Dintre acestea, 12 sunt perechi și două sunt trasee impare. Fiecare meridian este conectat funcțional și energetic la câte un organ principal din organism.

După concepția medicinei tradiționale chinezești, care este adoptată azi de numeroase școli medicale, starea de sănătate este dată de echilibrul dintre două principii antagonice, denumite Yang și Yin. Principiul, respectiv energia Yang, reprezintă lumina, acțiunea viguroasă, căldura, mișcarea concentrică; în antiteză, principiul Yin conferă întuneric, fragilitate, mișcare divergentă. În organismul uman, cele două entități își transferă reciproc energie în ritm circadian și în

perioade egale de timp. Dezechilibrele energetice între Yin și Yang, la nivelul unui anumit meridian (organ), constituie motivul primar al perturbării fiziologiei diferitelor organe sau sisteme funcționale, respectiv cauza bolii.

Acupunctura compensează dezechilibrele energetice pozitive sau negative aferente unui anumit organ, pe principiul acțiunii inverse: aport energetic organului aflat în deficit, dispersie energetică în situația contrară. În diagnostic se detectează punctele de acupunctură și starea lor energetică, iar pe partea de terapie se stimulează punctele active aflate pe meridianul corespunzător organului cu funcționare anormală. În condiții patologice, punctele active prezintă o sensibilitate dureroasă la presiune, temperatură locală mărită, iradiază în infraroșu, au circulație sanguină sau vasodilatație crescute. Principiul detectării punctelor active este sesizarea diferențelor de rezistență electrică dintre punctul respectiv și zona învecinată. Acțiunea terapeutică este în funcție de felul și durata aplicării stimulului, faza din bioritm în care se află organul stimulat, precum și de parametrii funcționali ai punctelor active.

Dacă tradițional se folosește stimularea mecanică de presiune cu ace metalice, *electroacupunctura* face apel la curentul continuu sau cel alternativ având diverse forme de undă (Figura 7.4). Drept energii stimulatoare se pot utiliza ultrasunetele, câmpul magnetic, lumina (laserul), ultravioletele sau energia mecanică sub forma presopuncturii.

Folosirea curentului continuu presupune plasarea punctelor Yang la anod și a celor Yin la catodul sursei de alimentare. Polarizarea limitată a țesuturilor, adâncimea de pătrundere mai mare, modificarea pragurilor de excitabilitate, sunt câteva efecte ale folosirii curentului alternativ sinusoidal, dreptunghiular, liniar variabil sau a semnalelor modulate în amplitudine sau frecvență. În general, polaritatea pozitivă a impulsurilor are efect tonifiant, pe când cea negativă - de dispersie energetică.

Forma de undă cea mai potrivită, statistic, terapiei prin acupunctură este dată de un impuls pozitiv urmat de o exponențială negativă (Figura 7.4(a)). Efectul tonifiant se obține folosind frecvențe de repetiție joase, sub 10 Hz; pentru domeniul

20 ... 300 Hz acțiunea este analgezică; frecvențele de 1 ... 20 kHz au efect asupra pragului de sensibilitate al nervilor motorii și senzitivi iar frecvențele înalte (> 500 kHz) au acțiune termică.

7.3 Electrochirurgia

Funcția de *bisturiu electronic* este realizată de curenți de înaltă frecvență, care distrug țesuturile prin efect termic local. Tăierea (electrotomia), coagularea, cauterizarea și uscarea se obțin folosind frecvențe de 250 kHz...4 MHz, care dezvoltă o energie termică W dată de forma locală a legii Joule-Lenz:

$$W = t J^2 \rho.$$

În formula de mai sus J este densitatea de curent, ρ - rezistivitatea țesutului și t - timpul.

Principiul electrochirurgiei este prezentat în Figura 7.7, în care: (a) sistem monopolar cu electrod neutru; (b) sistem monopolar fără electrod neutru; (c) coagulare bipolară. În figură, 1 este țesutul, 2 - electrodul activ, 3 - electrodul neutru, 4 - piesă auxiliară având comutatorul modului de lucru, 5 - capacitate parazită, 6 - generator de înaltă frecvență, 7 - vas de sânge, 8 - pensetă bipolară. Electrodul activ este realizat din cauciuc conductor sau oțel inoxidabil și el poate avea formă de cuțit, scalpel, sferă, ac sau buclă.

Practic, încălzirea lichidului celular produce un șir de microexplozii care determină tăierea țesutului. Adâncimea și durata tăierii depind de puterea semnalului, iar coagularea de puterea și gradul de modulație al semnalului de coagulare.

Figura 7.8 prezintă semnalele folosite: (a) tăiere fără coagulare ($f = 350$ kHz); (b) tăiere cu grad variabil de coagulare; (c) coagulare monopolară; (d) coagulare bipolară ($f = 700$ kHz).

Aparatele de electrochirurgie pot fi de putere mică ($< 50 \text{ W}$), medie ($50 \dots 150 \text{ W}$) sau mare ($150 \dots 400 \text{ W}$). Un astfel de aparat de producție indigenă este prezentat în Figura 7.9.

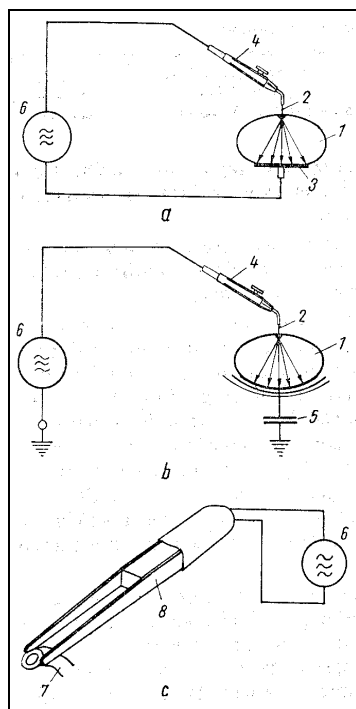


Figura 4.7 Electrochirurgie

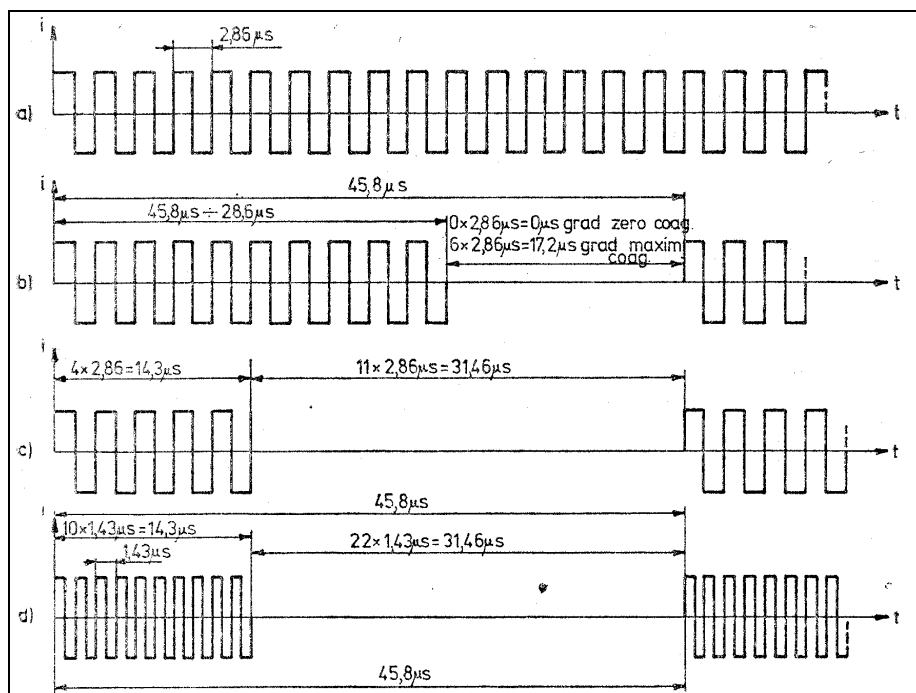


Figura 7.8 Semnale pentru electrochirurgie

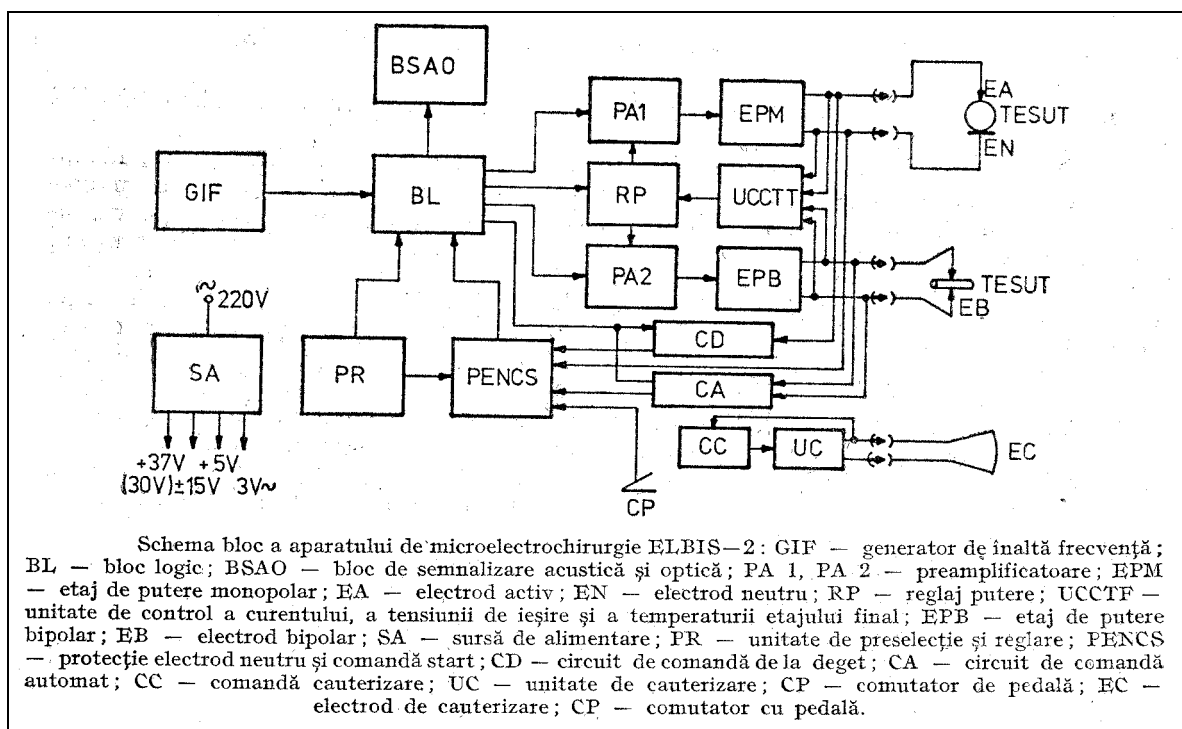


Figura 7.9 Un aparat pentru microelectrochirurgie

8 APARATE PENTRU MONITORIZARE ȘI PENTRU LABORATOR CLINIC

8.1 Determinarea transcutanată a presiunii oxigenului

Determinarea presiunii parțiale a oxigenului din sânge oferă informații despre descompunerea enzimatică a combinațiilor oxigenului cu diferite substraturi, prin care energia solară este folosită de celulele organismelor. Practic se calculează presiunea parțială a O_2 în tesuturile nervoase, musculare ș.a., curba de disociere a oxihemoglobinei, consumul tisular de O_2 pe baza diferenței arterio-venoase și se studiază echilibrul acido-bazic.

Un *oximonitor transcutanat* determină în mod neinvaziv presiunea parțială a oxigenului (pO_2) la suprafața pielii folosind un traductor special termostatat (tip Clark) (Figura 8.1, [3]). Monitorizarea pO_2 transcutanată arată legătura cu pO_2 arterial, ambele indicând funcționarea aparatului respirator și circulator, anume difuzia prin membrana alveolocapilară, procentajul hemoglobinei sanguine sau o serie de tulburări circulatorii.

Principiul aparatului are la bază constatarea că pO_2 transcutan se apropie, în anumite condiții, de valoarea pO_2 arterial. Dacă în condiții normale de temperatură ($37^\circ C$) difuzia O_2 din capilare spre exterior este foarte redusă (< 7 mmHg), provocând o hipertermie ($43-45^\circ C$) în locul aplicării traductorului, O_2 difuzează prin piele mult mai bine și devine accesibil măsurării.

Curentul furnizat de traductor, de ordinul nA, este proporțional cu pO_2 din zona cercetată. El este amplificat, prelucrat analogic și digital, rezultatele fiind afișate numeric. Simultan, la nevoie, se semnalizează depășirea unor limite prestabilite ale pO_2 . Deoarece pO_2 măsurat depinde de temperatură, datorită variației conductivității ionice în electrolizorul traductorului, este necesară termostatarea acestuia.

Parametrii tehnici principali ai aparatului sunt: domeniul de masura a pO_2 : 0...800 mmHg; eroarea de neliniaritate: 2%; timpul de raspuns la pO_2 : 15 s; precizia de masurare a temperaturii traductorului: $\pm 0,2$ °C; semnale de iesire (pO_2 , P-puterea traductorului, T_m , AL) în domeniul 0...1 V.

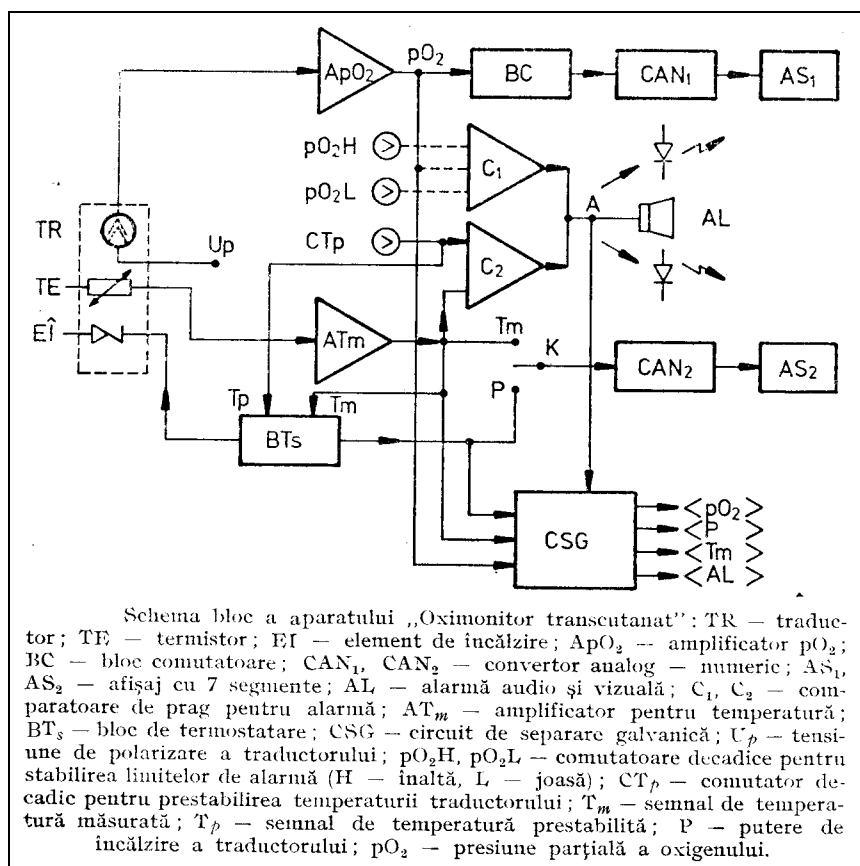


Figura 8.1 Schema bloc a unui oximonitor transcutanat

8.2 Monitor de respirație

Monitorizarea frecvenței respiratorii, ale carei limite de alarmare superioară și inferioară pot fi stabilite de utilizator, este foarte utilă mai ales în secțiile de chirurgie și de noi născuți (Figura 8.2).

Semnalul produs de traductorul capacitiv este amplificat de amplificatorul de c.a. (A), care poate decela semnalul util de impulsurile ce provin din mișcarea pacientului, tuse etc. Un detector de vârf transformă semnalul analogic în impulsuri

tip “respirație”, care sunt transmise prin optocuplorul OC₂ către unitatea centrală de prelucrare, UC. Impulsurile parazite, tip “agitatie”, au aceeași destinație, via OC₃. Optocuplorul OC₁ reda aproximativ pneumograma subiectului investigat. UC monitorizează un timp prestabilit (de exemplu 1 min.) toate semnalele, după care afișează valorile de interes (medie, maximă, minimă etc.). Aceeași UC compară numărul de impulsuri de respirație și timpul de apnee cu cele prestabilite și la nevoie declanșează alarma optică și apoi pe cea acustică.

Traductorul, de tip capacitiv, este montat sub pacient. Valoarea instantanee a capacității traductorului, care depinde de poziția centrului de greutate al corpului sau într-un ciclu de respirație, este dată de formula

$$C = C_0 + C_S + C_R \sin \omega_R t,$$

în care ω_R este pulsția respirației, C_0 este capacitatea traductorului netensionat, C_S - modificarea capacității datorată greutății pacientului iar C_R - amplitudinea variației capacității datorată respirației. Traductorul poate fi dublat și de unul de tip rezistiv, realizat cu un termistor care sesizează variațiile de temperatură ale aerului inspirat / expirat.

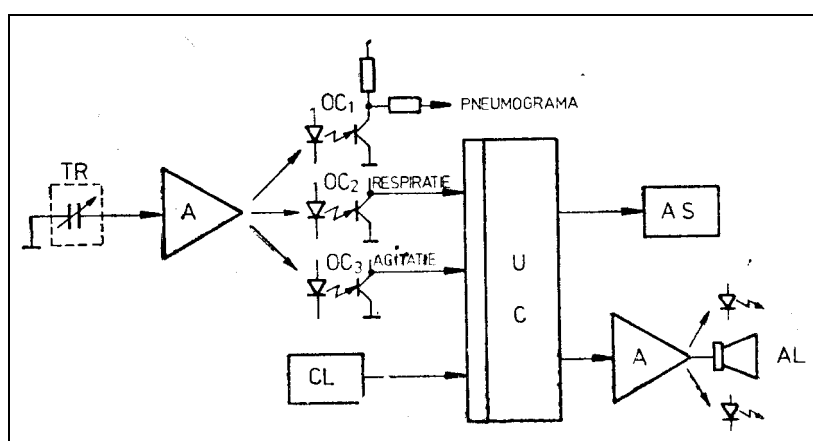


Figura 8.2 Schema bloc a unui monitor de respirație

8.3 Monitor de pat asistat de microprocesor

În sectiile de anestezie si terapie intensiva (ATI) monitorizarea pacientilor este o activitate primordiala. Functie de specificul clinicii, echipamentele de monitorizare pot urmari, în afara parametrilor uzuali (ECG, ritmurile cardiac si respirator, presiunea, temperatura), si o serie de parametri specifici, cum sunt pO_2 , pCO_2 , EEG s.a.

Echipamentele de monitorizare includ doua tipuri de aparate: *monitoarele de pat* si *centrala de supraveghere*. Monitoarele de pat achizitioneaza si prelucreaza semnalele electrofiziologice de la fiecare pacient în parte, iar centrala cumuleaza datele de la monitoarele pe care le serveste si permite observarea simultana a pacientilor întregii sectii. În plus, calculatorul din componenta centralei permite calcule statistice si de predictie asupra starii bolnavilor, pe diferite perioade de timp.

Monitorul de pat prezentat în Figura 8.3, de constructie indigena [Gli88], contine o parte flotanta si una neflotanta. Ansamblul etajelor *flotante* cuprinde:

- *amplificatorul ECG*;
- *amplificatorul de semnal respirator*;
- *canalul de presiune*, care contine un traductor tensiometric, amplificatorul tensiunii de dezechilibru a traductorului, un detector sensibil la faza si un amplificator final;
- *canalul de temperatura*, care cuprinde surse de curent pentru alimentarea traductoarelor rezistive cu termistor, un multiplexor analogic si un amplificator de curent continuu;
- *multiplexorul analogic*, care selecteaza marimea ce va fi convertita, o memoreaza analogic si asigura frecventele de esantionare pentru semnalul ECG (400 Hz) si pentru ceilalti parametri (100 Hz);
- *convertorul A/D* pe 10 biti, un circuit specializat;
- *convertorul paralel-serie* transforma informatia din structura paralel în una seriala în vederea transmisiei spre sistemul de calcul;

- blocul de control este o masina asincrona care produce comenzile pentru MUX analogic si pentru convertorul paralel-serie;
- *alimentatorul partii flotante*, un generator de impulsuri cu transformator pe iesire, al carui secundar se afla în partea flotanta.

Partea neflotanta contine un sistem biprocesor “master / slave”, precum si interfete standard (tastatura, afisaj).

Sistemul “master” are urmatoarele functii: preia datele referitoare la biosemnale din memoria sistemului “slave”, gestioneaza interfata cu tastatura de comanda, produce semnalele de deflexie X, Y, Z pentru afisare pe osciloscop, ordoneaza prioritatile (citire tastatura, calcul ritm cardiac, calcul ritm respirator, afisare semnale analogice, afisare tabele de date) si asigura interfatarea seriala cu un microcalculator. Sistemul “master” contine, în varianta standard, o unitate centrala, o memorie EPROM pentru programe, o memorie RAM (memorie operativa si pentru afisarea celor trei semnale), circuite de decodificare, de interfatare, controlorul de întreruperi si de sistem, blocul generarii bazelor de timp si afisarii datelor, toate pilotate de un generator de ceas.

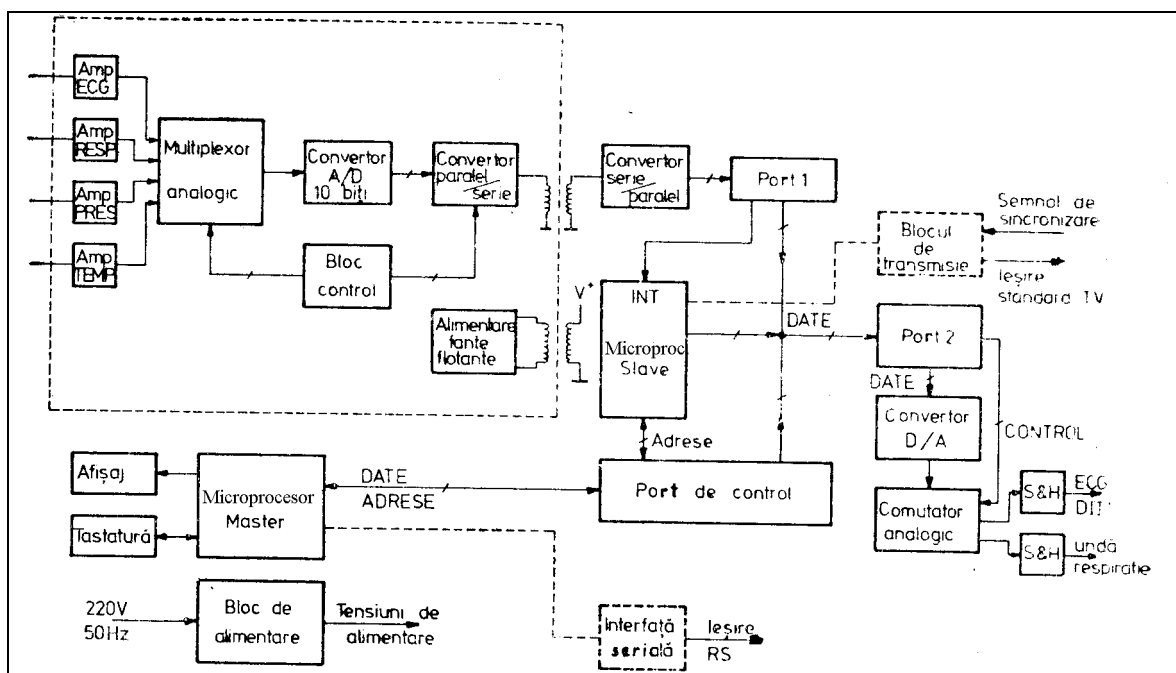


Figura 8.3 Schema bloc a unui monitor de pat

Sistemul “slave” achizitioneaza datele, reconstruieste semnalele analogice ECG si respirator pentru monitorul TV, liniarizeaza caracteristica termistorului-traductor de temperatura si încarca memoria de lucru a blocului de transmisie pentru afisare prin standard TV. Circuitele fizice sunt similare sistemului “master”. În plus, el mai contine convertorul serie-paralel si doua porturi I/E: portul 1 preia datele si le transfera în memoria de lucru; portul 2 - de iesire - transfera datele spre convertorul D/A si, cu semnalele de control, actioneaza comutatorul analogic care separa semnalul ECG de cel respirator. La iesirile circuitelor de esantionare/memorare (S&H) se obtin cele doua unde anterioare. Blocul de transmisie, optional cu interfata seriala RS 232C, asigura codificarea TV a informatiei. Un calculator extern transmite un semnal complex de sincronizare (pe linii, cadre si de sincronizare). Datele sunt intercalate între impulsurile de sincronizare, permitându-se astfel cuplarea prin înseriere a opt monitoare de pat care își afiseaza datele în zone rezervate pe ecran. Pot fi transmise astfel patru derivatii ECG, semnalul respirator, de presiune si patru temperaturi.

8.4 Hemoglobinometrul electronic

Hemoglobina (Hb) este principala componenta a globulei rosii si ea asigura fixarea, transportul si cedarea oxigenului catre tesuturi. Concentratia hemoglobinei în sânge arata capacitatea respiratorie a acestuia. Hemoglobina si derivatele sale prezinta benzi de absorbtie în spectrul vizibil, care pot fi identificate prin spectroscopia sângelui. Exprimata în procentaj fata de valoarea normala (14-16 gr. la 100 cm³ de sânge), hemoglobina poate fi determinata cu aparatul numit *hemoglobinometru*, prin metodele *colorimetrica* si *fotocolorimetrica*. Ultima metoda este mai precisa si mai rapida.

Hemoglobinometrul electronic are ca principiu de masura calculul fluxului luminos monocromatic de la iesirea unui strat de substanta colorata, de grosime d . Conform legii Beer-Lambert, daca fluxul de lumina are la intrare valoarea Φ_0 , la iesire el va avea marimea Φ_d data de formula

$$\Phi_d = \Phi_0 \cdot 10^{-acd},$$

în care a este absorbitivitatea specifica, c este concentratia substantei, $A = acd$ se numeste grad de absorbtie (densitate optica) iar $\Phi_d / \Phi_0 = T$ este transmitanta. Evident, $A = \lg (1/T)$. Aparatul masoara transmitanta T pe o scara liniara iar densitatea optica A , pe scara logaritmica.

Concentratia de hemoglobina se determina cu formula

$$C = A / a d = k A,$$

unde k este factor de scala, determinat experimental utilizând diferite solutii de hemoglobina având concentratii cunoscute. Domeniul spectral de interes, în care densitatea benzilor de absorbtie a hemoglobinei si derivatelor sale este maxima, este de 530...580 nm.

În Figura 8.4: ST este stabilizator de tensiune, B - bec 12 V, F - filtru optic, E - eprubeta cu proba de sânge, CF - celula fotovoltaica, AD - amplificator de c.c., P_1 si P_2 - potentiometre pentru reglajul de "0%" (datorat luminii parazite), respectiv de "100%". Caracteristica spectrala a celulei fotovoltaice trebuie sa aiba maximumul în domeniul spectral de interes. Sensibilitatea masurarii, desi teoretic este proportionala cu absorbitivitatea a si cu lungimea drumului fluxului luminos, d , este limitata de o crestere prea mare a lui d , ceea ce reduce Φ_d .

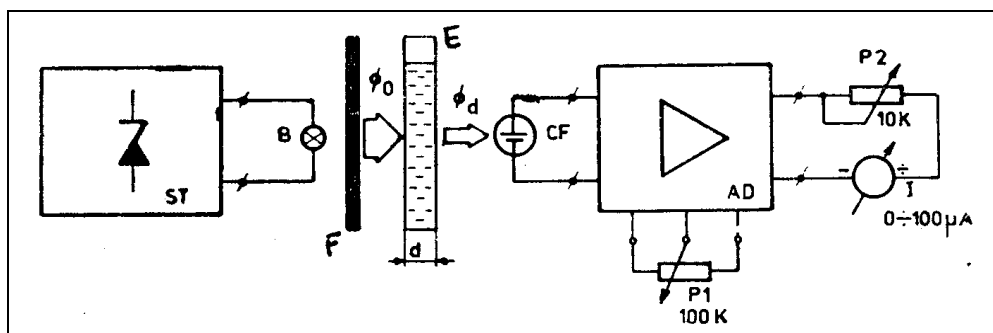


Figura 8.4 Schema bloc a unui hemoglobinometru electronic

8.5 Aparat pentru determinarea glicemiei

Determinarea rapida, precisa si automata a glicemiei este de mare importanta atât pentru diabetici, cât si în cazuri de coma având cauze neprecizate. Masurarea si controlul precis ale glicemiei, în vederea administrarii la timp a insulinei, contribuie la mentinerea unei stari cvasinormale a activitatii pacientului, mai ales în cazuri de diabet instabil (ce implica variatii mari si rapide ale glicemiei). În plus, se evita sau se amâna complicatiile care survin adesea în functionarea aparatului vizual, a rinichilor sau a sistemului nervos.

Principiul de functionare a unui aparat pentru masurarea glicemiei are la baza efecte colorimetrice care apar odata cu reflexia luminii pe o suprafata colorata. Traductorul specific sesizeaza modificarea culorii unei benzi reactive pe care se aplica o picatura de sânge, în functie de cantitatea de glucoza prezenta. Cunoscând corespondenta culoare-concentratie, semnalul de la traductor este prelucrat si afisat direct sub forma concentratiei de glucoza din sânge (Figura 8.5).

În figura: T este traductorul, O - oscilator, AEM - amplificator cu esantionare / memorare, I - inversor, CAN - convertor analog / numeric, AS - afisaj numeric, CT - circuit de temporizare, SA - sursa de alimentare. Aparatul prezentat este de constructie indigena (Universitatea Tehnica din Cluj-Napoca).

Oscilatorul produce impulsuri dreptunghiulare de frecventa 700...1000 Hz si factor de umplere de 50%, care sunt preluate de traductor si de AEM, ultimul realizând si o detectie sincrona. În traductor aceste impulsuri se transforma în impulsuri de lumina, care se reflecta pe proba de analizat si sunt modulate în amplitudine si în spectru. Fluxul luminos modulat este transformat de traductor în semnal electric a carui amplitudine depinde de proba de masurat. AEM amplifica aceste impulsuri de tensiune si detecteaza sincron informatia utila. La iesirea AEM rezulta un nivel de tensiune continua, invers proportionala cu glicemia. Este preferabila directa proportionalitate, lucru obtinut de catre inversorul I. Pâna la conversia A/N, semnalul mai este filtrat trece-banda iar brumul retelei se înlatura cu un filtru rejector.

Reactia de culoare necesita un timp de 60 secunde, timp prestabilit cu ajutorul temporizatorului CT. Dupa un minut proba se introduce în traductor, masurarea si afisarea glicemiei fiind practic instantanee.

Traductorul colorimetric poate fi realizat cu un LED si un fototranzistor, cuplate optic prin proba de masura pe care se reflecta lumina generata de LED. Parametrii culorii pusi în evidenta de traductor sunt *nuanta* si *saturatia*. Nuanza indica senzatia de culoare si este caracterizata de lungimea de unda dominanta, λ_d . Pentru proba de sânge nuanta variaza între albastru si verde sau galben, corespunzând un domeniu spectral de 460...600 nm. Saturatia arata intensitatea senzatiei de culoare. Ea se exprima, invers proportional, prin gradul de diluare cu alb a culorii dominante pure. Caracteristica spectrala de reflexie depinde puternic de λ_d a fasciculului incident. Folosirea unui LED în domeniul rosu ($\lambda_d=680$ nm) ofera metodei o sensibilitate marita. Functionarea în impulsuri asigura eliminarea influentei fondului luminos si, în plus, reduce solicitarea termica a LED-ului.

Semnalul provenit de la traductor, $T(\lambda)$, este dat de formula

$$T(\lambda) = I(\lambda) S(\lambda) P(\lambda),$$

în care $I(\lambda)$ este caracteristica spectrala a sursei luminoase (LED), $S(\lambda)$ este sensibilitatea fotodetectorului, iar $P(\lambda)$ reprezinta caracteristica probei de masura. Deoarece $I(\lambda)$ si $S(\lambda)$ sunt cunoscute, iesirea traductorului depinde doar de $P(\lambda)$.

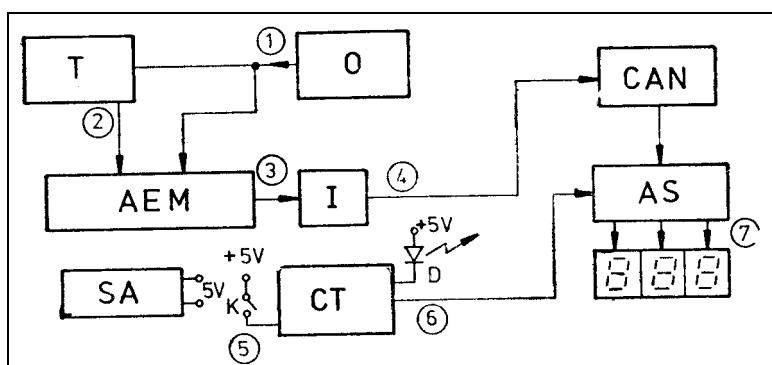


Figura 8.5 Schema bloc a unui aparat pentru determinarea glicemiei

8.6 Alte aparate biomedicale de laborator

Instrumentatia laboratorului clinic a cunoscut în ultimele decenii o dezvoltare impresionanta, aportul electronicii, tehnicii de calcul si informaticii fiind adeseori decisiv în atingerea unor performante remarcabile.

Analiza sângelui este de departe cea mai importanta activitate de laborator. Pentru aceasta se folosesc urmatoarele tipuri de aparate electronice:

1. *colorimetrul (filtru fotometrul)* masoara concentratia culorii unei substante în solutie, sub actiunea unui reactiv chimic. Rezultatele se afiseaza în termeni de transmitanta sau absorbanta si indica, de exemplu, concentratia de hemoglobina;
2. *flamfotometrul* este un aparat electrooptic care masoara intensitatea culorii (concentratia) unei substante (de exemplu Na sau K) ce a fost aspirata de o flacara;
3. *spectrofotometrul* este un dispozitiv electrooptic care masoara absorbtia de lumina, pe diferite lungimi de unda, pentru un esantion de lichid oarecare;
4. *analizorul de celule sanguine* masoara densitatea volumica a celulelor rosii sau albe, în doua moduri: (i) *metoda impedantei de apertura (Coulter)* determina variatia impedantei electrice la trecerea celulelor printr-un orificiu de diametru fix; (ii) *flow-citometria* foloseste dispersia unui fascicul laser;
5. *analizorul de pH/gaz sanguin* masoara pH-ul sângelui si presiunile partiale de O_2 si CO_2 , folosind traductori cu electrozi de sticla;
6. *cromatograful* este un aparat electronico-mecanic care masoara concentratia substantelor în mediu lichid, dupa separarea si identificarea acestora; rezultatele sunt afisate numeric sau ca benzi colorate pe hârtie;
7. *autoanalizorul* este un aparat electronico-mecanic care masoara secvential si afiseaza chimia sanguina; foloseste bai de amestec, centrifuge si colorimetre dispuse serial.

Principiul colorimetrului, precum si o schema simplificata, au fost prezentate într-un paragraf anterior (5.4).

Flamfotometrul

În Figura 8.6 ([3]) flacara de referinta are culoare rosie, provenita de la o sare de litiu. Prezenta Na sau a K în solutia-esantion este semnalata prin detectia culorii galben, respectiv violet, de catre fotodetectorul 2. Este necesara o calibrare initiala, în maniera de la colorimetru, si ea trebuie refacuta continuu. Rezultatul masurarii este afisarea concentratiei de Na sau K. Mentenanta include reglajul calibrarii si înlocuirea fotodetectorilor.

Procedura de calibrare consta în urmatoarele etape:

1. intrarea neinversoare a AO se pune la masa si se ajusteaza din R_4 pâna se obtine la iesirea AO tensiunea de $0\text{ V } (\pm 5\text{ mV})$;
2. se revine la montajul din figura si, având referinta V_R , se ajusteaza din R_1 pâna se obtine la iesirea AO tensiunea de $0\text{ V } (\pm 10\text{ mV})$;
3. se citeste concentratia de Na si K pe display, care este data de tensiunea de dezechilibru a puntii.

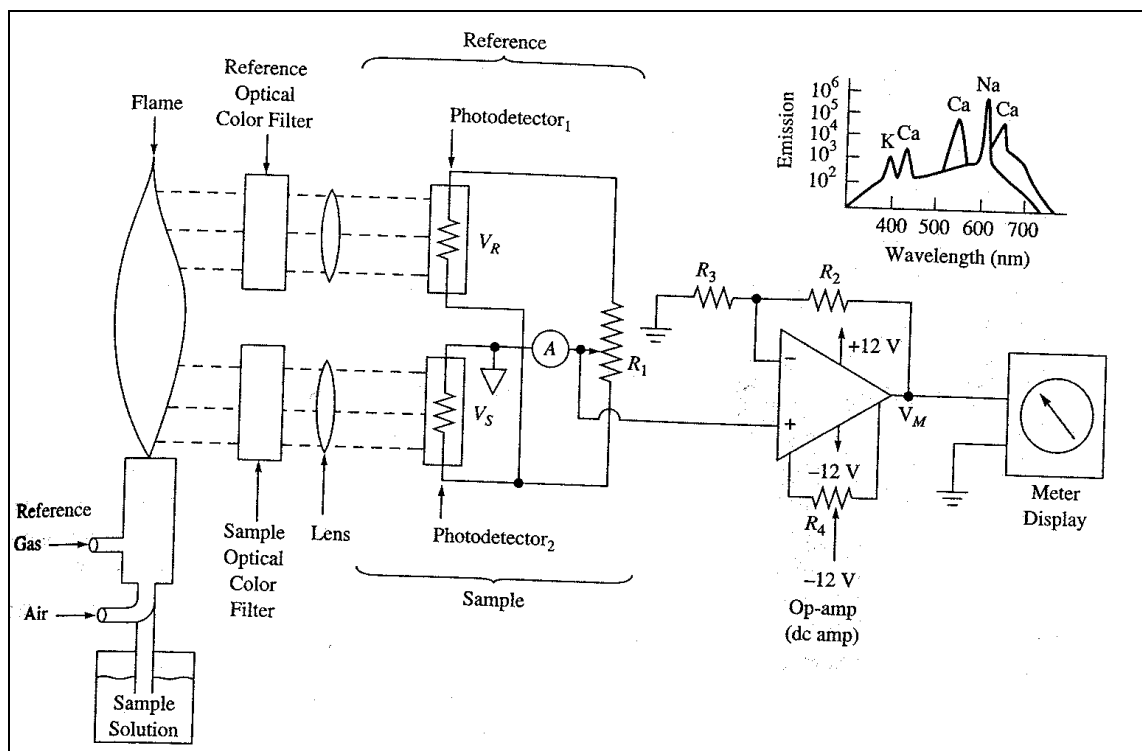


Figura 8.6 Schema simplificata a unui flamfotometru

Spectrofotometrul

Spectrofotometrul este un aparat ce determina componenta unei substante lichide si concentratiile unor compusi din acea substanta (Figura 8.7). Monocromatorul foloseste o retea de difractie / prisma pentru dispersia luminii de la sursa în componente sale spectrale, care ajung pe esantionul din cuva. Oglinda reduce marimea dispozitivului. Unghiul rețele de difractie determina lungimea de unda (λ), daca ceilalti parametri sunt fiksi. Intensitatea luminii la iesirea din cuva, sensibilitatea fotodetectorului si absorbtia în substanta variaza cu λ , ceea ce necesita calibrarea de zero pentru fiecare λ masurata. Varianta cu fascicul dublu realizeaza automat autocalibrarea de zero.

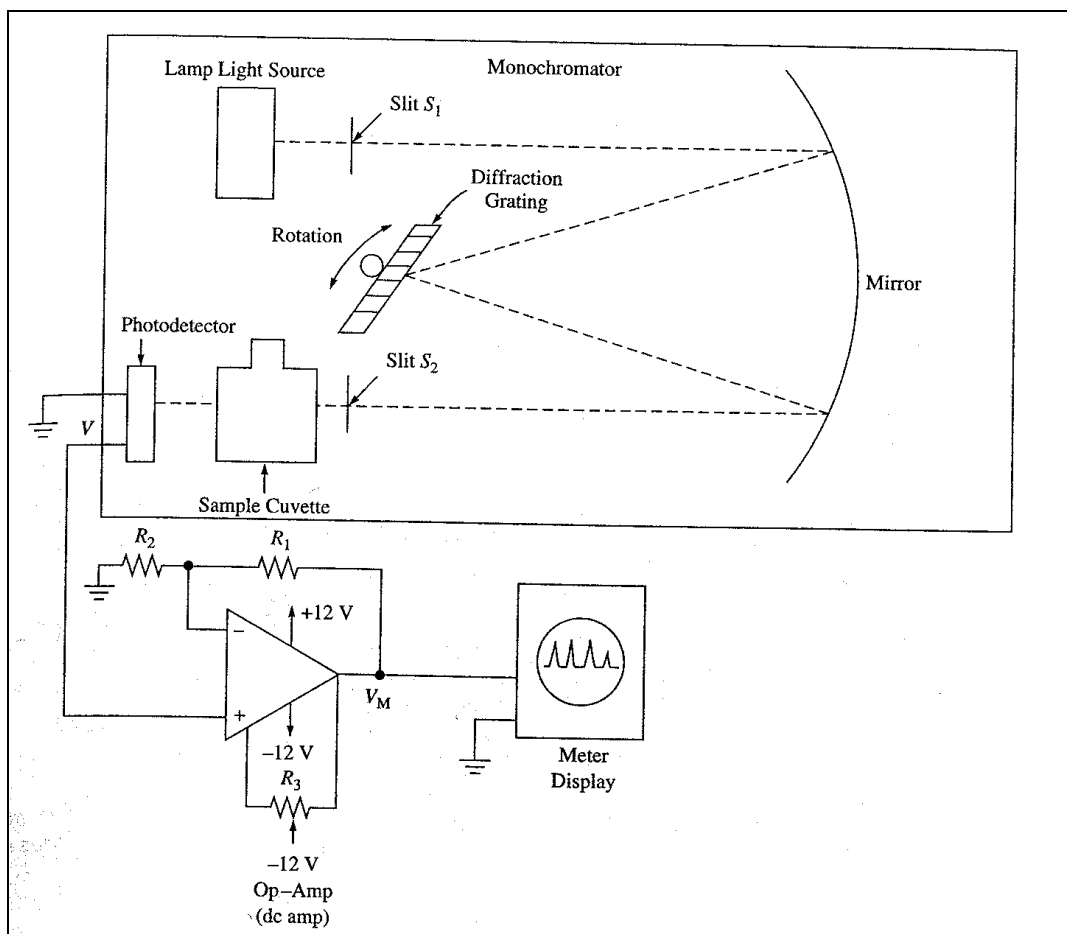


Figura 9.7 Spectrofotometru - schema simplificata

Numaratoare de celule sanguine

(i) *Metoda Coulter* (variatia impedantei de apertura) se bazeaza pe marirea rezistivitatii electrice a celulelor sanguine fata de rezistivitatea solutiei în care acestea sunt diluate. Senzorul este un vas bicameral, în care sângele diluat trece dintr-un compartiment în altul printr-un orificiu de cca. 50 μm (Figura 8.8). O sursa de curent constant, A_1 si doi electrozi (calea electrozi-orificiu având rezistenta R_A) formeaza un ohmetru. În absenta sângelui în apertura, rezistenta masurata este

$$R = \rho_f L / A ,$$

în care ρ_f este rezistivitatea fluidului, L este distanta dintre electrozi si A este aria orificiului. Variatia lui R la trecerea unei particule sanguine prin gaura este

$$\Delta R = Kv \left[1 + \frac{4x}{5} + \frac{843x^2}{1120} + \dots \right],$$

unde K este rezistenta gaurii raportata la volumul sau, v este volumul celulei sanguine si x este raportul între aria sectiunii transversale a celulei si aria aperturii. Datorita sursei de curent constant, caderea de tensiune pe R_A este functie doar de valoarea lui R_A . Amplificatorul diferential A_1 transforma impulsurile de curent în impulsuri de tensiune, care sunt prelucrate ca în Figura 8.9.

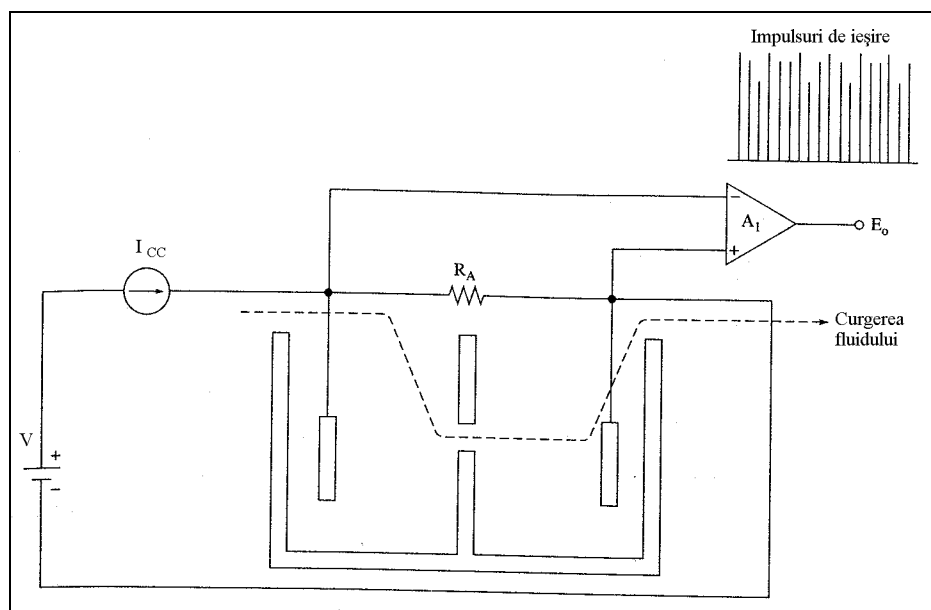


Figura 8.8 Principiul numaratorului de celule sanguine (modelul Coulter)

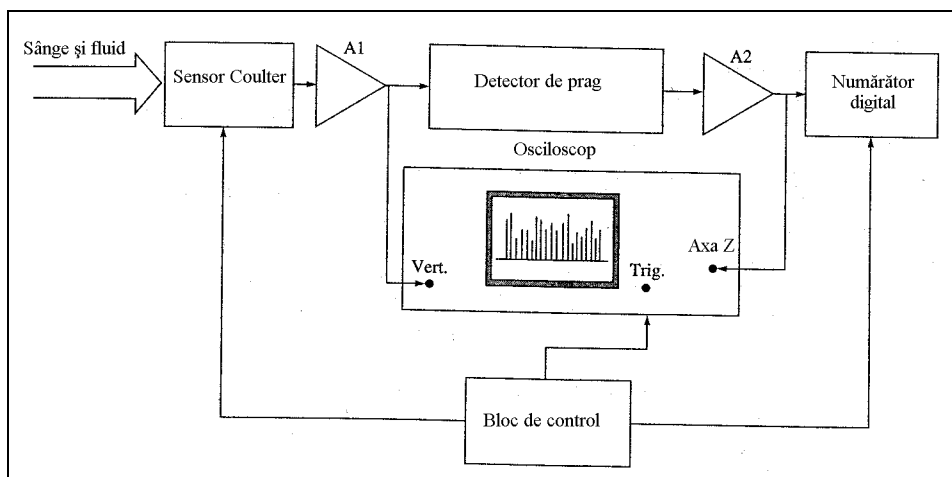


Figura 8.9 Numarator de celule sanguine (folosind impedanta de apertura)

Detectorul de prag este un comparator fereastră, care rejectează semnalele din afara unui domeniu de tensiuni pozitive, astfel eliminându-se artefactele de tip zgomot. Iesirea detectorului, amplificata, se aplica unui numarator digital si intrarii Z a osciloscopului (modulatia stralucirii spotului). Circuitul de control produce impulsuri de START/STOP pentru numarator, declansarea bazei de timp a osciloscopului si comanda pompa care misca fluidul din vas. *Excitarea cu sursa de curent de RF permite si discriminarea între diferite tipuri de celule.*

(ii) Sensorul unui *flow-citometru optic* (Figura 8.10) consta dintr-un tub de cuarț prevazut cu o zona de focalizare hidrodinamică. O sectiune de 18-20 μm a zonei de trecere a celulelor este iluminata cu un fascicul laser He-Ne. Lumina împrastiata de o celula este detectata cu doi fotosensori aflati la 90° . Proba de sânge este divizata în doua cai: una este în legatura cu un numarator de celule albe (ca mai sus), iar cealalta se subdivide înca în doua - una pentru masurarea hemoglobinei si alta pentru numararea celulelor rosii pe baza unui detector optic.

Numarul de celule este dat de formula urmatoare:

$$r = k X e^{KX},$$

unde r este rata impulsurilor la iesire, k este viteza (m/s), K este volumul sectiunii de masurare iar X reprezinta concentratia celulelor. Produsul KX este probabilitatea

coincidentei ca umplerea volumului sensibil sa fie sesizata de fotodetector. Pentru valori mici ale acestui produs, r este proportional cu KX .

Numarul celulelor, dupa formula de mai sus, este afectat de zgomot si de coincidenta a doua celule în volumul sensibil. Probabilitatea coincidentei este produsul dintre rata celulelor si latimea impulsurilor de numarare, τ . Prin urmare, rata de mai sus trebuie corectata cu marimea

$$r_C = r / (1 - \tau)$$

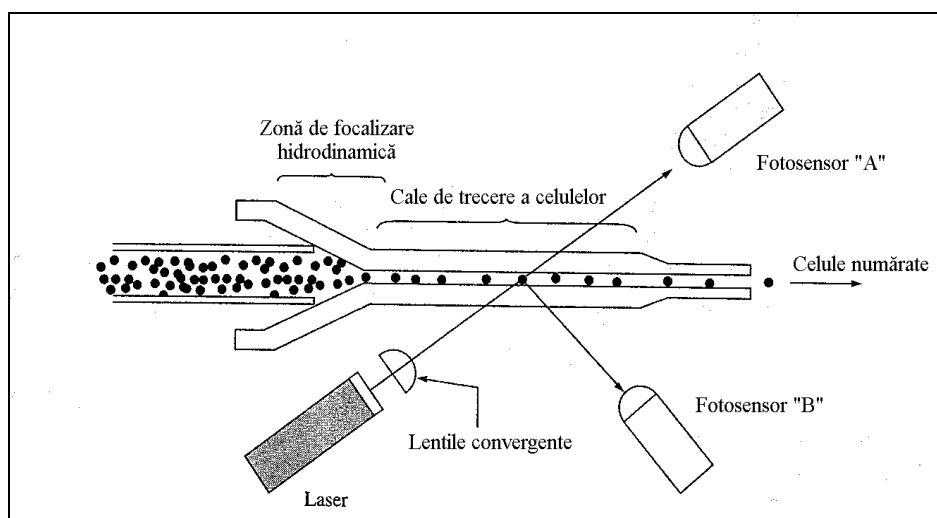


Figura 8.10 Sensorul flow-citometrului optic

Cromatograful

Este un aparat complex, necesar separarii si identificarii componentelor substantelor lichide sau gazoase, prin una din metodele urmatoare:

1. *cromatograful cu coloana de lichid* filtreaza lichidul în sens descendent printr-un tub, iar benzile astfel formate, ca si timpul de curgere, indica tipul substantei;
2. *cromatograful cu partitie a fazelor* separa faza lichida de cea solida, cu ajutorul unor filtre sau al unor cilindri gauriti de hârtie;
3. *cromatograful cu gaz* are functionare similara celui cu lichid. Variantele sunt *cromatograful cu absorbtie gaz-solid* sau *absorbtie gaz-lichid*.

Autoanalizorul

Chimismul sanguin este analizat secvential prin *mixare, reactii cu reactivi si masurari colorimetrice*. Un autoanalizor contine urmatoarele componente (Figura 8.11):

1. *sampler*-ul aspira probele si realizeaza solutiile apoase;
2. *pompa de mixare si variatorul* adauga reactivi pentru reactiile de culoare care vor fi citite de colorimetru. Fluidele capata aici o viteza de curgere controlata, ca si timpul de reactie. Pompa este partea principala a aparatului.
3. *dializorul* separa substantele de interfata din probe, prin trecerea selectiva a componentelor printr-o membrana semipermeabila;
4. *baia de incalzire* ridica temperatura fluidelor la 37^0 , optima pentru dezvoltarea culorilor;
5. *colorimetrul* monitorizeaza densitatile optice (de culoare), proportionale cu concentratia componentelor si le transforma în tensiuni electrice, masurate si afisate ulterior;
6. *înregistratorul* afiseaza semnalele de la colorimetru pe suport de hârtie.

Ca performate globale, autoanalizorul Technicon SMAC realizeaza pâna la 40 de teste diferite pe acelasi esantion de substabta, cu o productivitate de 60 de probe / ora.

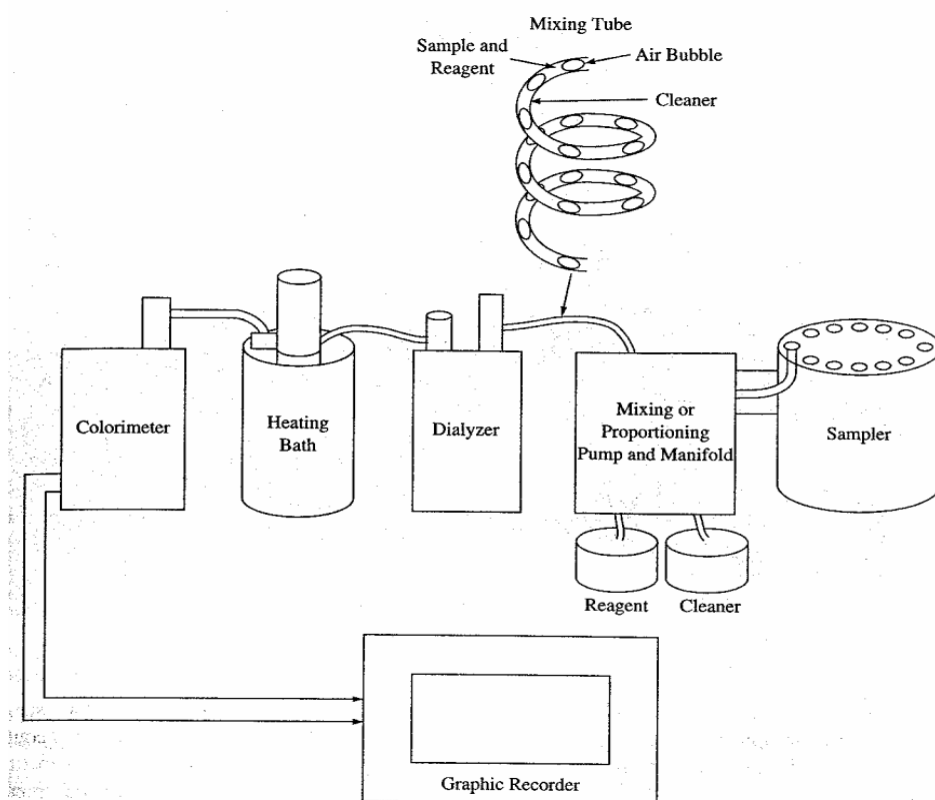


Figura 8.11 Un sistem autoanalizor

Cap. 9 ELEMENTE DE BIOREZONANTA

Organismul uman reprezinta un camp electromagnetic care poate transmite si receptiona oscilatii magnetice. Corpul omenesc emite diferite oscilatii, celulele, tesuturile si organele avand fiecare propriile oscilatii specifice. Aceste oscilatii formează împreună spectrul total de oscilatie al fiecărui individ.

Tiparele enegetice al ecorpului po tfi modificate de boală, infectie, toxine sau radiatii. La actiunea diferitilor agenti patogeni cât si la îmbolnăvirea organismului din cauze interne sau externe, apar oscilatii electromagnetice diferite de starea de sănătate, numite *oscilatii patologice*.

Oscilatiile specifice organismului sănătos cât si cele patologice pot fi înregistrate prin măsurarea fină a punctelor de pe meridianele energetice, metoda numindu/se biorezonantă.

Biorezonanta reprezintă metoda de înregistrare a oscilatiilor specifice organismului bolnav prin măsurarea fină a punctelor de pe meridianle energetice (nadisuri).

Timp de mai bine de un secol, mai multi cercetatori au incercat sa afle cum functioneaza energia in interiorul organismului uman si de asemenea sa o masoare sau chiar sa o vizualizeze.

Primele studii raportate sunt inregistrate in 1897, când Dr. Baraduc a incercat sa prinda "aura" pe placi fotografice. Apoi, R. Steiner, filozoful spiritualist care ne-a lasat medicina antropozofica, a dezvoltat o tehnica de cristalizare senzitiva care, prin analiza sangelui in urma cristalizarii intr-o solutie de clorura de fier, a permis indirect aprecierea starii functionale a organismului de la care s-a obtinut esantionul de sangedar. Abia in 1947, sotii Kirlian au descoperit rezistenta electrica a organismului. In 1974 Dr. Mandel, in clinicile sale din Germania, a studiat mai mult de 20.000 de pacienti, legand legand diagnosticul conventional de fotografii Kirlian, lui datorandu-se prima scara de citire in acest scop.

Primul dispozitiv de biorezonanta a fost creat si folosit de NASA pentru testarea starii de sanatate a participantilor la programul spatial. Dispozitivele construite pentru tratament au la baza emiterea si transmiterea catre organism de impulsuri electromagnetice care sa aduca membranele celulare ale organismului la frecvente de oscilatie cuprinse intre 1010 si 1011 Hz, frecvente proprii celulelor sanatoase. Astfel se poate optimiza actiunea tratamentelor medicamentoase, apifitoterapice sau homeopate.

In 1947 au urmat sotii Kirlian dupa numele carora a fost denumita o metoda care a aratat ca mediul biologic asupra caruia se aplica un curent de foarte inalta tensiune si intensitate scazuta nu permite acestui curent sa treaca uniform. De atunci, foarte multi oameni de stiinta au incercat sa explice fenomenul electromagnetic al organismului viu. Dintre acestia, pentru a numi doar cativa, fac parte Y. Rocard, T. Moss, L.C. Vincent, E. Guille.

In zilele noastre, energia isi gaseste explicatia in medicina vestica prin intermediul neurofiziologiei. Energia este, de fapt, un curent electric care circula prin organism. Acest curent este produs de schimburile celulare care determina o diferenta in potentialul de membrana de ordinul a 60mV.

Lucrarile lui Popp au aratat existenta razelor laser la nivelul ADN in fiecare celula a organismului. Datorita incarcaturii electrice si radierii laser a ADN-ului, celula este atat receptor cat si emitor de unde electromagnetice, iar limbajul intercelular sub forma de unde electrice permite organismului sa se mentina intr-un echilibru si, astfel, intr-o stare buna de sanatate. Coordonatorul acestui limbaj intercelular este creierul. Acesta actioneaza printr-un ocd electromagnetic si prin eliberare de substante chimice (hormoni si neuromediatorii).

Aparatul de biorezonanta inregistreaza aceste circuite electrice (conductivitatea) si, astfel, monitorizeaza schimbul celular la nivelul intregului organism.

9.1 Functiile aparatului de biorezonanță

- a. Detectarea anomaliilor la nivelul schimburilor celulare sau limbajului intercelular in diferite organe si sisteme;
- b. Practicarea medicinei preventive;
- c. Intocmirea unui profil psihologic (o crestere sau scadere a neuromediatorilor in anumite zone);
- d. Prescrierea unor tratamente bio-electrice (homeopatie, oligoelemente, fitoterapie).
- e. Masurarea micro-curentilor biologici

Lucrarile de cercetare in bielelectronica ale lui L.C. Vincent au permis utilizarea unor tehnici de masurare a micro-curentilor biologici. Aceste tehnici au fost automatizate si computerizate de catre compania germana Med-Tronik si se bazeaza pe principiul "electrotitrarii".

Campul electric creat de un generator intre doi electrozi cutantati, alternativ anod apoi catod, induce polarizarea volumului biologic traversat de camp, fluxul de electroni transformandu-se in curent ionic.

Aplicand legea lui Ohm, sistemul poate apoi calcula cantitatea de ioni acizi (H^+) si ioni bazici ($HCOO^-$, acid performic) in diferitele tesuturi din zonele traversate. Procesele redox care regleaza permanent toate mecanismele celulare de echilibru membranal, schimburi ionice, activitate enzimatica, presiunea osmotica sau oncotica, rH_2 si pH si, in final, campul electric uman. Acestea se supun unor legi si constrangeri. Bio-electronica lui Vincent permite analiza pH-ului, a potentialelor de rezistivitate si redox ale sangelui (rH_2), ale urinei si salivei, precum si masurarea micro-curentilor biologici.

- f. Masurarea rezistentei sistemelor si organelor corpului uman

In 1954 Dr. Reinhold Voll, un medic din Plochingen, a masurat prin electro-acupunctura (organometrul Voll) rezistenta organelor si sistemelor umane la trecerea unui curent continuu de 1,28V (se aplica un voltaj minimal intre 2 electrozi pentru a obtine trecerea curentului fara a modifica sistemele biologice).

Au fost testate in acest fel cateva sute de pacienti.

Lucrarile lui Voll au fost corelate si publicate in 1986 de catre Fritz Albert Popp, un expert de renume mondial de la Centrul de Biofizica din Kaiserslautern, Germania.

Voll a putut masura rezistenta organelor si sistemelor la oameni. Rezistenta se intindea intre 2 si 1000 Kohmi. Un individ sanatos, in echilibru homeostatic, avea valori de 100 Kohmi pe ramura de masurare, cu limite intre 140 si 94 Kohmi.

Orice crestere a rezistentei indica un proces de hiporeactivitate sau hipofunctie, iar orice scadere a rezistentei indica fie un proces iritativ fie un proces inflamator sau intoxicatie.

g. Utilizarea principiului rezonantei magnetice nucleare in biologie

Dr. Raymond Damadian, matematician si biofizician in cadrul Centrului Medical al New York State University, a studiat rezonanta magnetica a protonilor din molecula de apa din celulele vii (timpul de relaxare a protonilor , cu privire la legaturile hidrostatice H^+/OH^-). El a demonstrat ca atunci cand au devenit parte a unei celule canceroase, acesti protoni au avut un timp de relaxare diferit fata de al acelora din tesuturile sanatoase.

Toate tesuturile sanatoase au timpi de relaxare cuprinsi intre 0,26 si 0,90 secunde, in timp ce aceleasi tesuturi atunci cand sunt atinse de o tumora contin mai putina apa legata, ceea ce necesita intre 1 si 1,5 secunde pentru a sterge efectele de orientare ale campului rezistent. Printr-o comparati mecanica, se poate considera ca aplicarea RMN implica masurarea elasticitatii moleculei.

Damadian a ajuns in final la concluzia ca moleculele de apa din tesuturile canceroase s-au comportat complet diferit fata de cele din tesuturile normale.

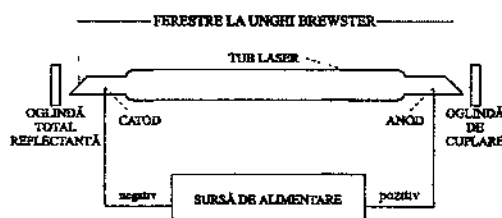
Dupa parerea sa, apa reprezinta componenta principala a tuturor celulelor, iar moleculele de apa formeaza dipoli, adica grupuri alcatuite din doua sarcini electrice sau magnetice, egale si de polaritate opusa. Intr-o celula sanatoasa, dipolii se aliniaza de-a lungul campurilor electrice create de ionii intracelulari, intr-o ordine corespunzatoare structurii celulare.

In celulele canceroase, sarcinile electrice sunt perturbate, iar structura celulei este dezorganizata, centriolii care erau perpendiculari devin paraleli (acest fapt explica pierderea in pozitionarea spatiala a celulei). Lucrarile Dr. Damadian au confirmat in totalitate explicatia bioelectronica cu privire la originea celulelor canceroase.

Cap.10 Utilizarea radiației laser în investigație și terapie

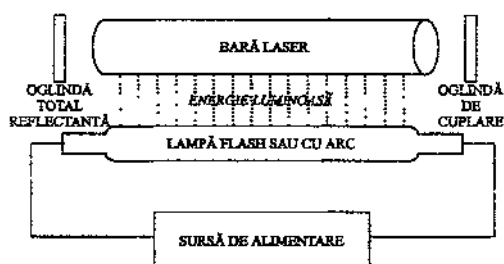
10.1 Principiul funcționării laserului

Principial, un oscilator laser constă din trei elemente principale: mediul activ în care se produce inversia de populație, un mecanism de excitare și un rezonator optic care suportă frecvența de oscilație, furnizând reacția pozitivă pentru amplificarea radiației de emisie spontană într-un mod particular al rezonatorului. Mediul activ este o colecție de atomi, molecule sau ioni care absorb energie de la o sursă externă și prin procese atomice complexe generează radiație laser. Mediul activ poate fi un material în stare solidă, un lichid, un gaz sau un semiconductor. Caracteristicile acestui material determină parametrii funcționali ai laserului, inclusiv lungimea de undă. Mecanismul de excitare furnizează energia de intrare în sistem și poate fi o sursă intensă de lumină pentru laserii cu mediu solid sau lichid și o descărcare electrică pentru laserii cu gaz sau cu semiconductori, în afara acestor mecanisme de excitare există și alte metode de pompaj pentru laseri, între care pompajul optic cu alt laser se aplică tuturor tipurilor de medii active. Rezonatorul laser constă din două oglinzi, una total reflectantă și cealaltă, cu o reflectivitate mai mică de 100 %, care transmite radiația laser din rezonator în exteriorul său, fiind transparentă pentru lungimea de undă a laserului. Laserii cu gaz utilizează ca mediu activ un gaz sau un amestec de gaze. Exemple obișnuite de laseri cu gaz sunt cei cu He-Ne, CO₂, argon sau excimer. Schema principială a unui astfel de laser este prezentată în figura de mai jos.



Există o mare varietate de configurații constructive. De exemplu, gazul poate circula prin tubul laser sau poate fi utilizat în regim închis; descărcarea electrică poate fi m

curent continuu, în curent alternativ sau în radiofrecvență. Laserii cu gaz emit peste 6 000 de linii laser în gaze și vapori, provenind din peste 140 de specii diferite (atomi și molecule) (Beck *et al* 1980). În literatura de specialitate din țara noastră există o monografie ce tratează exhaustiv laserii cu gaz



Laserii cu mediu activ solid constau în mod obișnuit dintr-o bară în care atomii activi sunt înglobați într-un cristal-gazdă.

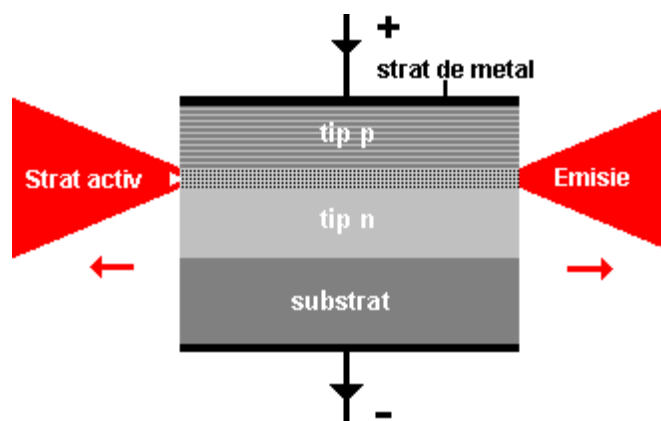
Deoarece acesta prezintă conductivitate electrică scăzută, excitarea nu se mai poate face prin descărcare electrică, ci numai prin pompaj optic, cu ajutorul unei lămpi flash sau cu descărcare în arc și, mai recent, cu ajutorul diodelor laser

Sursa de alimentare este adaptată cerinței lămpii flash (pentru laserii cu emisie în impulsuri) sau a lămpii cu descărcare în arc (pentru laserii cu funcționare în undă continuă). Exemple tipice de laseri cu mediu activ solid utilizați în biofonică sunt cei cu rubin, Nd:YAG, Ho: YAG, Er:YAG, Tm:YAG, alexandrii sau Ti:safir.

Laserul cu semiconductori este constituit ca și celelalte tipuri de laser tot pe sablonul mediu activ, sistem de excitare, rezonator optic. În acest caz un amestec semiconductor este folosit ca mediu activ. Cel mai adesea se folosesc combinații de metale din aceleași perioade ale grupelor III-a și V-a. Dintre acestea semiconductorul cel mai folosit este cel format din Galiu și Arsenic (GaAs). Alte medii active au fost obținute atât din amestecuri ale elementelor grupelor IIa și VIa (Zinc și Seleniu – ZnSe) cât și din amestecuri de trei sau patru elemente. Ultimele două sunt mai adesea folosite pentru emisia unor radiații mult mai precise din punct de vedere al lungimii de undă. Sistemul de excitare este constituit din două straturi de semiconductori, unul de tip *p* și unul de tip *n*. Rezistivitatea electrică a unui semiconductor scade odată cu creșterea temperaturii iar valoarea ei poate fi modificată în limite foarte largi ($10^{-2} - 10^8 \Omega \text{ cm}$). Într-un semiconductor foarte

pur, conductibilitatea electrica este data de electronii proprii, numita si conductibilitate intrinseca, iar in cazul materialelor impurificate avem de-a face cu o conductibilitate extrinseca. Conductibilitatea intrinseca poate fi explicata pe scurt astfel. La 0K, electronii sunt asezati in legaturile covalente formate intre atomii semiconductorului intrinsec. Odata cu cresterea temperaturii unii electroni se rup din legaturi fiind liberi sa circule in tot volumul cristalului. Se produce un fenomen de ionizare, iar in locul electronului plecat ramane un gol. Imediat el se ocupa cu un alt electron alaturat, golul se deplaseaza o pozitie. Daca aplicam un camp electric in semiconductor, electronii liberi se vor misca in sens invers campului, dar si golurile vor forma un curent pozitiv de acelasi sens cu campul. Cel mai interesant fenomen il reprezinta modificarea spectaculoasa a rezistivitatii electrice a semiconductorilor prin impurificare. Astfel, daca din 10^5 atomi de Siliciu unul este inlocuit cu un atom de Bor, rezistivitatea siliciului scade, la temperatura camerei, de 1000 de ori. Daca impurificam Germaniul (grupa IV-a, patru electroni de valenta) cu un element din grupa a V-a (cinci electroni de valenta) vom obtine un amestec cu un electron de valenta liber. Aceasta impuritate constituie un donor. Semiconductorul astfel impurificat este de tip n , iar nivelul sau de energie este mai aproape de zona de conductie. Daca impurificarea este facuta cu atomi din grupa a 3-a (trei electroni de valenta), acesta se va integra in reseaua cristalina cu doar trei legaturi covalente, ramanand, deci, un gol capabil de a captura electroni in jurul atomului trivalent. Din aceasta cauza atomii acestui tip de impuritati au primit numele de acceptori. Intr-un semiconductor astfel impurificat vor predomina sarcinile pozitive, de unde numele de semiconductor de tip p . Jonctiunile $p - n$ sunt ansambluri formate prin alipirea unui semiconductor de tip p cu unul de tip n . Zona de separare, interfata, are marimi de ordinul 10^{-4} cm. La suprafata semiconductorului n apare un surplus de electroni iar la suprafata semiconductorului p un surplus de goluri. Astfel apare tendinta de compensare a acestora prin difuzia electronilor de la un semiconductor la celalalt.

Laserul cu conductori este, de fapt, un sandwich format din 3 straturi de semiconductori la care se adauga elementele sistemului de excitare.



La acest tip de laser energia necesara excitarii sistemului de atomi din mediul activ cat si factorul declansator sunt date de curentul electric care se aplica, conform figurii. Datorita faptului ca aceasta structura corespunde modelului clasic de dioda, se foloseste si termenul de dioda.

Randamentul unei astfel de diode este in jurul a 30% dar amplificarea este destul de mare. Curentul necesar trebuie sa aiba o densitate de cateva mii de amperi pe centimetru dar avand in vedere ca o dioda laser are marimi foarte mici, curentul necesar este adesea sub 100mA. Pentru a obtine rezultate satisfacatoare, in practica se folosesc mai multe straturi decat se prezinta in figura. Cat priveste stratul activ, lungimea lui nu depaseste 1 mm, iar grosimea sa este, in functie de model, de la 200 pana la 10 nm. In general grosimea stratului activ variaza intre 200 si 100 nm. Datorita faptului ca este atat de subtire, fasciculul emis este foarte divergent (pentru un laser) si astfel laserul cu semiconductori se bazeaza foarte mult pe rezonatorul optic ce trebuie ales cu mare grija si trebuie pozitionat foarte precis pentru a obtine performante maxime. De obicei un sistem format din doua lentile plan-convexe pozitionate cu fetele convexe una spre cealalta la anumite distante calculabile este suficient pentru a obtine un fascicul destul de bine colimat cu razele aproape perfect paralele.

Diodele laser sunt foarte sensibile la curenti si de aceea controlul strict asupra acestora este absolut necesar. Uneori este necesara doar o variatie mica a tensiunii sau a puterii si dioda se va arde.

În ceea ce priveste divergenta fascicului, în prezent, majoritatea pointerelor reusesc performanta de a pastra divergenta la sub un mm la fiecare 5 metri. Spectrul de culori acoperit de laserii cu semiconductori este în zona rosie 630-780 nm dar nu este limitat numai aici.

În funcție de tipul de laser și de aplicația pentru care a fost construit, puterea transportată de fascicul poate fi foarte diferită. Astfel, dacă diodele laser folosite pentru citirea discurilor compacte este de ordinul a numai 5 mW, laserii cu CO₂ folosiți în aplicații industriale de tăiere a metalelor pot avea în mod curent între 100 W și 3000 W. În mod experimental sau pentru aplicații speciale unii laseri ajung la puteri mult mai mari; cea mai mare putere raportată a fost în 1996 de 1,25 PW (petawatt, 10¹⁵ W).

Revenind la laserii uzuali, trebuie mentionate si o serie de pericole ce pot apare chiar si pe langa laserii cu semiconductori care sunt cunoscuti a fi mai putin puternici. S-a calculat ca o dioda obisnuita are o putere mult mai mare chiar si decat a soarelui la ecuator. Toate amestecurile din stratul activ au o putere de emisie mult mai mare decat a aceleiasi cantitati de suprafata solara. Diodele prezente pe piata fac parte din clasele II si IIIa, ceea ce inseamna ca prezinta risc scazut de vatamare la operarea conforma cu manualul si la expunerea fugara, efemera a ochiului in raza laser. Totusi, trebuie avut in vedere ca orice expunere indelungata produce vatamari punctiforme ale retinei si nu este nevoie de efecte imediate pentru ca retina sa fie vatamata. Regula numarul unu in lucrul cu laserii, nu se priveste direct in raza laser chiar daca nu se simte nici o durere sau chiar daca raza este palida. CULOAREA SI STRALUCIREA RAZELOR LASER NU AU NICI O LEGATURA CU PUTEREA RADIATIEI. Aceste doua proprietati sunt date de lungimea de unda a radiatiei care nu influenteaza in mod decisiv puterea

laserului. Pot exista laseri cu o culoare roz palida care sa fie mai nocivi decat cei mai aprinsi si rosiatici laseri. Intre “laseristi” exista o gluma: “Regula numarul unu in lucrul cu laserii: Nu te uita niciodata direct in raza laser cu unicul ochi ramas intreg !”.

10.2 Proprietatile radiatiei laser

a)COERENTA SPATIALA.Considerand doua raze provenite din doua puncte diferite ale unei surse luminoase, daca acestea pot interfera (deci diferenta de faza dintre cele doua raze este constanta si deci prin suprapunerea lor se obtin franje de interferenta), cele doua radiatii sunt coerente.Cele doua puncte de pe suprafata sursei se pot afla la o distanta mai mica sau mai mare, aceasta caracterizand proprietatea de coerenta spatiala.

b)COERENTA TEMPORALA.Daca radiatia emisa la un moment dat de un anumit punct al sursei poate interfera cu radiatia emisa la un moment ulterior de acelasi punct al sursei, cele doua radiatii sunt coerente in timp. Unda laser prezinta aceasta proprietate.

c)INTENSITATEA LUMINOASA foarte mare care se poate obtine cu ajutorul laserului este o consecinta a proprietatii de coerenta spatiala.Toata energia emisa de un tub cu descarcare de mare lungime, care in mod normal, ar fi dispersata in toate directiile din spatiu, este concentrata intr-un fascicol de mica sectiune si unghi solid foarte mic.

d)PULSURI ULTRASCURTE.Lumina laser permite sa se obtina pulsuri cu durate de ordinul a 10^{-12} – 10^{-13} s. Aceasta este o consecinta a coerentei radiatiei laser. Functionarea laserului pentru a obtine aceste pulsuri ultrascurte este o functionare in regim de sincronizare a modurilor.

Lungimea de unda si puterea generata depinde de tipul de laser , astfel:

a)Laseri cu mediu activ solid dielectric, (mediul activ îl reprezintă ionii, dispersați în concentrație mică într-o rețea cristalină pură, fie în sticlă sau plastic).Exemple:laser cu rubin care are $\lambda=6943 \text{ Å}^0$;laser cu sticlă dopată cu neodim $\lambda=1,06 \mu\text{m}$; laser cu granati dopați cu neodim $\lambda=1,06 \mu\text{m}$.

b)Laseri cu gaz, laseri cu gaz atomic și ionic care funcționează în regim continuu sau regim de impulsuri, folosesc tranzițiile atomilor neutri și au $\lambda=6328 \text{ Å}^0$.

Laseri cu gaz ionici pot fi laseri cu argon ionizat $\lambda=4880 \text{ Å}^0$,laser cu $\text{H}_e\text{-C}_d$ $\lambda=4416 \text{ Å}^0$.

Laseri moleculari $\lambda=10,59\mu\text{m}$, au puterea de ieșire de 100-200 kW în curent continuu timp de 12 s; 60kW în timp de 12 minute;au randament de 10-35% în practică.

c)Laseri cu mediu activ lichid,frecvența lor de lucru poate să varieze în domenii de 600-1000 Å^0 , funcționarea în regim de impulsuri este de sute de kW,durata unui impuls fiind de 10^{-8} s .

d)Laseri cu conductori.Cel mai des întâlnit este cel cu cristal de arseniura de galiu (Ga-As) care are $\lambda=(4800-9040)\text{Å}^0$.

e)Laseri chimici.La aceștia efectul laser se obține direct din reacția gazelor care intră în amestec.Energia care servește pentru a produce radiația laser este furnizată de o reacție chimică.

10.3 Măsurile de securitate

Pentru protecția muncii, cei care folosesc laseri trebuie să știe întotdeauna ce tip de laser folosesc. Din punctul de vedere al pericolului pe care îl reprezintă fasciculul laser asupra omului (în principal retina și pielea), laserii sunt clasificați în patru clase. Lucrul cu laseri periculoși impune folosirea de ochelari de protecție, care

absorb radiația luminoasă la lungimea de undă a laserului folosit și permit vederea în celelalte regiuni ale spectrului.

Clasa I este specifică echipamentelor industriale care au zona de acționare a fascicolului laser acoperită în totalitate, deci nu există posibilitatea apariției unor reflexii nedorite. Această clasă de laseri este cea mai sigură și nu necesită din partea operatorilor umani care deservește echipamentul laser să poarte echipament de protecție optică (ochelari speciali sau mască).

Clasa II, clasa IIIa și clasa IIIb au specificat echipamentul de protecție necesar.

Clasa IV - sunt laseri care nu sunt prevăzuți cu nici o formă de protecție optică, fiind echipamente care pot fi ușor adaptate oricărui tip de prelucrări industriale. Identificarea unor astfel de echipamente laser se poate realiza privind eticheta lipită pe camera rezonantă pe care este inscripționat cuvântul OEM, alături de care se regăsește cuvântul CLASS IV.

10.4 Fibre optice

Utilizarea laserilor în medicină și biologie este ușurată de dispozitivele specializate care se interpun între instalațiile cu laser și țesut. Acestea au rolul de a accesa zona dorită cu precizie ridicată (fibre optice, manipolatoare optomecanice bronhoscoape, colposcoape, laringoscoape), de a realiza anumite funcții la aplicarea fasciculului laser (adaptoare de microscop, scanere) și de a asigura sarcini auxiliare (sisteme de evacuare a fumului).

Pentru laseri din UV apropiat, vizibil și IR apropiat se utilizează fibrele din cuarț care oferă un mijloc simplu de transmitere a radiației laser spre ținta dorită. Aceste fibre posedă deja multe din caracteristicile necesare unei fibre medicale. Fibrele din sticlă și cuarț sunt disponibile comercial cu diverse diametre și lungimi, sunt în general fiabile, nu sunt toxice, pot fi sterilizate cu ușurință și sunt relativ ieftine. Totuși, pentru aplicațiile medicale bazate pe ablația țesutului, fibrele trebuie să fie de asemenea

capabile să transmită fascicule *laser* cu putere de vârf fără o atenuare substanțială, fără distrugerea lor .

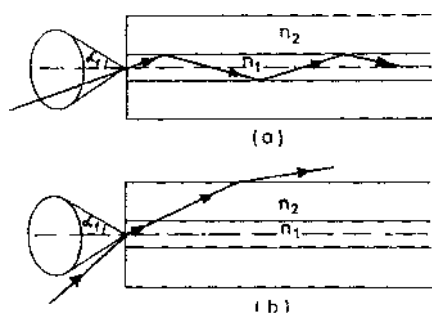
Fibrele optice sunt compuse din doi cilindri coaxiali și pot fi realizate din diverse materiale cuarț, sticlă, materiale plastice sau materiale cristaline. De asemenea, în aplicațiile medicale ale laserilor se utilizează ghidurile de undă goale (metalice, din materiale dielectrice sau din materiale plastice). Cilindrul interior al fibrei, numit miez (core), are ca indice de refracție cu 1-3 % mai mare decât cel al cilindrului exterior, numit înveliș (cladding). În acest fel se asigură reflexia totală la peretele miezului astfel că radiația laser este concentrată în miez, propagându-se de-a lungul lui.

Cei mai importanți parametri ai unei fibre optice sunt apertura numerică (AN), atenuarea, dispersia și diametrul miezului și al învelișului.

Apertura numerică este sinusul semiunghiului maxim al conului ce conține toate direcțiile fasciculului laser incidente pe secțiunea transversală a fibrei, care produc reflexia totală la peretele miezului (figura a)

$$AN = \sin \alpha_f$$

Orice fascicul care este incident la un unghi mai mare nu este transmis prin fibră. Apertura numerică a fibrelor optice este de obicei în domeniul 0,11-0,22.



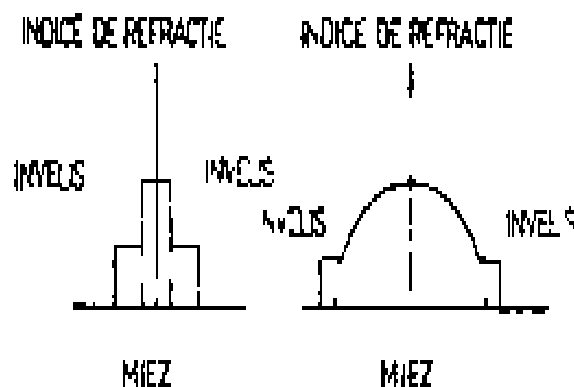
Apertura numerică a unei fibre optice (a) unghiul de incidență al fasciculului laser permite reflexia totală, (b) unghiul de incidență este prea mare pentru a realiza reflexia totală

Dispersia fibrei optice este un parametru strâns legat de răspunsul temporal al fibrei și se exprimă de obicei în [ps/km].

Diametrul miezului fibrei optice reprezintă parametrii geometria ai fibrei și se exprimă în [μm]

Fibrele optice cele mai utilizate în aplicațiile medicale sunt realizate din cuarț, sticlă și materiale plastice. Fibrele din cuarț au pierderi foarte coborâte la lungimile de undă folosite în terapia laser (pentru lungimi de undă de 1-5 m) Neajunsurile sunt legate de prețul lor, lipsa de flexibilitate și fragilitatea lor. Ele sunt fabricate cu diametre foarte mici (maxim 600 μm) și uneori este necesară încorporarea unui sistem optic de focalizare

Fibrele din sticlă au de asemenea pierderi foarte coborâte, sunt mai puțin scumpe, dar la fel de fragile. Sunt cu puțin mai flexibile decât fibrele din cuarț și pot fi fabricate cu diametre mici. Fibrele optice din materiale plastice sunt foarte flexibile și ieftine Acestea pot fi fabricate cu diametre de până la 3 mm Principala lor limitare este legată de pierderile ridicate (până la 60 %/m). Prin îmbunătățirea calității și perfecționarea polizării capetelor, pierderile pot fi reduse până la 15 %/m. - Din punctul de vedere al tranziției indicelui de refracție de la miez spre înveliș, fibrele sunt clasificate în fibre cu indice treaptă și fibre cu indice gradual .In figura de mai jos se prezinta cele doua tipuri de indice :



10.5 Aplicațiile radiației laser

10.5.1 Efectul termic

Efectele fototermice asupra țesuturilor se manifestă prin trei categorii de aplicații:

- a) hipertermia, în care afectarea lentă și la temperatură coborâtă a țesutului cauzează distragerea structurilor labile, ca de exemplu proteinele enzimatice și conduce la disfuncții celulare, eventual la necroza țesutului,
- b) coagularea țesuturilor la temperaturi mai ridicate cauzează nu numai agregarea proteinelor labile, dar și distruge molecule structurate ca hemoglobina și colagenul, determinând modificări evidente imediate în țesut;
- c) îndepărtarea țesuturilor prin ablație implică evaporarea rapidă și vaporizarea explozivă

Unele aplicații clinice fac uz de capacitatea laserilor de a asigura încălzirea locală fără o îndepărtare efectivă de țesut, încălzirea laser localizată se folosește pentru coagularea sângelui și obturarea vaselor sangvine, în oftalmologie, laserii cu funcționare în undă continuă cu argon, kripton sau colorant, funcționând de obicei la nivele de putere sub 2 W, sunt utilizați pentru coagularea vaselor sangvine retiniene afectate de diabet. Procedura este neinvazivă, radiația laser fiind focalizată pe retină

din exteriorul ochiului. Laserii sunt folosiți de asemenea pentru obturarea vaselor sangvine mărite de sub suprafața pielii, care provoacă semnele nedorite din naștere numite steluțe vasculare. Deoarece oxihemo-globina din sânge absoarbe anumite lungimi de undă din vizibil mai intens decât țesutul înconjurător, este posibil să se încălzească selectiv vasele de sânge de sub suprafața pielii fără a arde pielea. Laserii cu argon și cu colorant sunt utilizați cu succes în tratarea acestei afecțiuni, deși uneori apar și cicatrice. Rezultatul clinic poate fi îmbunătățit prin alegerea judicioasă a lungimii de undă și a duratei impulsului laser. Cele mai bune rezultate se obțin folosind radiația cu lungimea de undă de 577 nm, care corespunde cu absorbția de vârf a oxihemoglobinei. Maximizând în acest fel absorbția diferențială între vasele sangvine și epiderma înconjurătoare, se reduce și fenomenul de cicatrizare. Durata impulsului laser, de 300 ns, este aleasă astfel încât difuzia căldurii de la vasele sangvine spre țesutul înconjurător să fie neglijabilă.

Efectele fototermice sunt determinate în mod esențial de lungimea de undă a laserului folosit și de tipul de țesut. Deoarece cele mai multe țesuturi biologice conțin în majoritate apă, absorbția radiației laser de către apă joacă un rol fundamental pentru laserii medicali din infraroșu și ultraviolet. Să notăm că apa are un coeficient de absorbție ce variază cu 7 ordine de mărime între transmisia de vârf la aproximativ 500 nm în vizibil și absorbția de vârf la 3 μm în infraroșu. Cei doi pigmenți absorbanți menționați anterior, melanină și hemoglobina, joacă un rol important în interacțiunile laser-țesut. Acești cromofori absorb puternic lumina din vizibil, acolo unde apa este în esență transparentă.

Pentru a obține ablația laser, respectiv vaporizarea explozivă a țesutului, este necesar ca o cantitate suficientă de energie să fie înmagazinată în volumul iradiat pentru ca apa să fie vaporizată într-un timp mai scurt decât timpul de relaxare termică al țesutului. Aceasta înseamnă că există un minim pentru densitatea de putere (pragul de ablație) de la care se declanșează fenomenul de ablație. Dacă densitatea de putere nu depășește pragul de ablație, căldura difuzează spre țesutul înconjurător, fără a produce ablația țesutului,

în acest caz, apare distrugerea termică a țesutului învecinat, prin coagulare și carbonizare, datorită supraîncălzirii.

Modificarea țesuturilor poate fi dorită, ca în cazul opririi sângerării prin coagularea vaselor sangvine adiacente secționării cu laserul, dar poate fi și păgubitoare, atunci când radiația laser *cauzează* distrugerea țesutului sănătos învecinat. Distrugerea termică a țesutului adiacent intervenției chirurgicale afectează timpul de vindecare. De aceea, s-au căutat condițiile de iradiere și tipurile de laseri care provoacă distrugereri minime. O cale de minimalizare a distrugerilor termice este confinarea căldurii generate de laser în regiunea în care este depozitată, care corespunde aproximativ unei adâncimi egale cu lungimea de absorbție optică. Confinarea termică se obține prin utilizarea de impulsuri laser a căror durată este mai mică decât timpul de relaxare termică corespunzător lungimii de absorbție optică. Carbonizarea mai poate fi evitată și prin realizarea ablației la densități de putere mai mari decât pragul de ablație. Deși pare un paradox, distrugerile termice minime survin la densități mari de putere. Dorința de a lucra la nivele coborâte de putere în scopul realizării unor intervenții precise și în condiții de siguranță poate produce exact rezultatul opus.

Pentru ablația țesuturilor, cei mai folosiți laseri din infraroșu sunt cei cu CO₂, Er:YAG și Ho:YAG. Laserul cu CO₂ este cel mai răspândit, datorită simplității sale, costului relativ scăzut și posibilității de a funcționa în undă continuă sau în impulsuri la nivele mari de putere. Din nefericire, la lungimea de undă a laserului cu CO₂ (9-11 μm) nu sunt disponibile fibre optice fiabile și care să poată fi integrate cu ușurință în teatrul operator. Apariția comercială a laserului cu Er:YAG, ce poate furniza o energie de 1 J pe impuls cu frecvența de repetiție a impulsurilor de până la 10 Hz, pe lungimea de undă de 2,94 μm ce se suprapune pe vârful coeficientului de absorbție al apei, a generat un interes deosebit datorită potențialului său de instrument chirurgical de precizie. Distrugerea termică a țesutului de către laserul cu Er:YAG poate fi redusă la 10-30 μm, depinzând de tipul de țesut. Și în cazul acestui laser, fibrele optice nu sunt dezvoltate până la nivel de produs comercial fiabil, dar cercetările progresează în ritm încurajator. Laserul cu holmiu:YAG, ce emite pe lungimea de undă de 2,1 μm (aici

există un alt vârf de absorbție al apei), a stârnit de asemenea un interes deosebit, ca o alternativă pentru laserul cu CO₂ cu funcționare în undă continuă. Deși adâncimea de penetrare optică a laserului cu Ho:YAG este de 20 de ori mă mare decât cea a laserului cu CO₂, și deci procesul de interacție nu este așa de selectiv, acest laser prezintă avantajul că radiația sa poate fi transmisă prin fibrele optice disponibile comercial. Laserul cu Ho:YAG poate funcționa fie în regim de impulsuri, fie în undă continuă și poate genera o putere medie de peste 10 W.

Exemplu numeric de determinare a adancimii de taiere δ .

Se considera ca pentru vaporizarea a 1 mm³ de apa la 370 C, este necesara o energie de 2,5 J. Se utilizeaza un fascicul laser cu lungimea de unda $\lambda = 10,6 \mu\text{m}$, raza de $r = 0,1 \text{ mm}$ si puterea $P = 10 \text{ W}$. Viteza de deplasare pe tesutul moale este $v = 1 \text{ cm/s}$.

R: Volumul scanat de radiatia laser in intervalul de timp t este $V = vt \times 2r \times \delta$

Energia absorbita de acest volum este $E = Pt$, iar apa ce se evapora este $E / 2,5 \text{ mm}^3$

Rezulta deci ca

$$E = Pt = 2,5 \times 2vtr\delta \text{ [mm}^3\text{]}$$

$$\delta = 2 \text{ mm}$$

Laserii cu excimeri în impulsuri, ce emit pe câteva lungimi de undă din ultraviolet, cuprinse între 193 nm și 351 nm s-au impus ca instrumente chirurgicale în oftalmologie și cardiologie. A fost demonstrată o mare precizie la secționare și vaporizare cu ablația strat cu strat pe grosimi ce variază între 0,1 și 1 μm pe impuls. Aceste proprietăți ale laserilor cu excimeri i-au recomandat rapid pentru chirurgia corneei. O abordare în corectarea refractivă chirurgicală implică ablația materialului din porțiunea centrală a corneei, pentru a modifica curbura sa. Curbura corneei poate fi mărită sau micșorată prin îndepărtarea a câtorva zeci de microni de material în cercuri concentrice, permițând corectarea miopiei (vederea de aproape) sau hipermetropiei (vederea la distanță). O

corectare refractivă adecvată se poate obține prin îndepărtarea țesutului pe o adâncime de cel mult 30 μm de la suprafața corneei.

În cardiologie, laserii cu excimeri, ca și laserii cu coloranți în impulsuri și cei cu argon în undă continuă sunt utilizați pentru ablația depunerilor de grăsime sau a plăcilor calcificate care pot obtura arterele umane. Radiația laser este transmisă prin fibre optice, care sunt poziționate cu ajutorul unor endoscoape cu vizualizare prin fibre optice. Radiația laserului cu ArF (193 nm), care produce cea mai fină vaporizare a țesutului, nu poate fi utilizată în mod curent, deoarece fibrele optice din cuarț nu pot transmite cantități semnificative de energie cu această lungime de undă. Se utilizează mai des laserul cu XeF cu lungimea de undă de 351 nm sau laserul cu XeCl cu lungimea de undă de 308 nm. Acest din urmă laser este mai solicitat, deoarece sistemele laser bazate pe excimeri cu clor au timpi de viață mai mari decât în cazul laserilor ce utilizează excimeri cu fluor. Deși lungimile de undă ale acestor laseri sunt transmise corespunzător prin fibre optice, totuși, la nivele mari de energie focalizată la intrarea în fibră se produce distrugerea suprafeței prin străpungere. Acest inconvenient poate fi înlăturat prin utilizarea laserilor cu excimeri cu impulsuri lungi (sute de ns), care reduc intensitățile laser la intrarea în fibră și în consecință micșorează și riscul de distrugere a fibrei.

O serie de proceduri chirurgicale se realizează în mediu lichid (de exemplu, în chirurgia ortopedică sau angioplastie). În acest caz, caracteristicile mediului de transmitere a radiației laser devin extrem de importante. Astfel, radiația laserului cu Ho:YAG, care se pretează folosirii în cazul țesuturilor nepigmentate, este absorbită de mediul lichid înainte de a ajunge la țesutul ce trebuie tratat. Procesele fizice ale interacției laser-țesut sunt deosebit de complexe în acest caz, implicând absorbția de către mediul lichid, crearea bulelor de cavitație și a undelor de șoc și răcirea țesutului de lichidul înconjurător.

10.5.2 Efectele fotomecanice

Sunt însoțite de generarea de plasmă sunt folosite în prezent în oftalmologie și în fragmentarea calculilor renali. Primul eveniment într-un astfel de proces este inițierea de către laser a străpungerii optice în mediu, de obicei un lichid. Plasma rezultantă

absoarbe energia laser prin fenomenul de bremsstrahlung invers și se expandează. Plasma în expansiune emite o undă de stres și produce o bulă de cavitație. Combinarea acestor procese cauzează o distrugere localizată, care poate fi utilizată în chirurgie, în plus, datorită absorbției puternice a plasmei, radiația laser nu mai este transmisă dincolo de locul de străpungere, protejând țesuturile respective.

Laserii cu coloranți în impulsuri, cu durate de microsecunde, ce emit în albastru-verde energii de 50-100 mJ, ca și laserii cu Nd:YAG și laserii cu alexandrit sunt folosiți pentru fragmentarea calculilor renali. Radiația laser este transmisă prin unul din canalele unui endoscop rigid; un al doilea canal conține un sistem de vizualizare, iar cel de-al treilea canal transportă o soluție salină pentru purjare. Litotriția laser (spargerea pietrelor) prezintă unele avantaje față de litotritia extracorporală cu unde de șoc acustice folosită în mod curent pentru calculii renali. Această tehnică clasică utilizează o descărcare electrică în impulsuri pentru a genera unde acustice focalizate într-un tub cu apă în care se găsește pacientul. Focarul undelor acustice se situează la nivelul calculilor renali și după câteva impulsuri, pietrele sunt sfărâmate în fragmente cu dimensiuni suficient de mici pentru a putea fi eliminate. Litotriția laser face posibilă și fragmentarea pietrelor ce se găsesc în treimea inferioară a traectului urinar, caz în care tehnica undelor de șoc nu este eficientă datorită ecranării acustice a oaselor peiviene. Procesul litotriției laser debutează cu inițierea unei plasme prin absorbția radiației laser la suprafața pietrei, urmată de absorbția restului energiei impulsului laser de către plasmă, în final, piatra este fragmentată fie prin undele de șoc, fie de fenomenul de cavitație ce rezultă în urma expansiunii plasmei.

În oftalmologie efectul fotomecanic s-a mai numit și fotodistrugere. Cataracta este adesea tratată prin îndepărtarea cristalinului opacizat și implantarea unui cristalin din plastic. Această procedură chirurgicală cauzează adesea opacifierea membranei normale transparente din spatele cristalinului din plastic implantat. Chirurgul poate restaura un drum optic clar prin tăierea membranei cu un fascicul emis de laserul cu Nd:YAG în regim declanșat. Deoarece membrana se găsește în imediata apropiere a cristalinului implantat, procedura de secționare a membranei necesită un fascicul laser

bine focalizat și poziționat cu precizie. Prin realizarea străpunerii dielectrice pe membrană, retina, care se găsește în spatele cristalinului, va fi protejată de impactul fasciculului laser. În momentul de față, străpungerea se realizează cu impulsuri laser cu durată de picosecunde sau chiar femtosecunde, pentru care energia de străpungere este foarte coborâtă, câțiva μJ . În acest fel, efectele mecanice ale străpunerii sunt confinate în volume extrem de mici, ceea ce conduce la o chirurgie perfect localizată.

10.5.3 Efecte fotochimice

Absorbția radiației laser în țesut poate iniția reacții chimice. Transformările fotochimice au loc atunci când timpurile de interacție sunt extrem de lungi ($\sim 1000\text{ s}$), iar densitățile de putere sunt coborâte ($\sim 1\text{ W/cm}^2$), astfel că absorbția luminii nu conduce la o încălzire semnificativă a țesutului, în cele mai multe cazuri, canalele fizice de bază pentru reacțiile fotochimice între radiația laser și structurile celulare sunt numai parțial elucidate.

Radiația laser pătrunde adânc în cele mai multe țesuturi. Dacă radiația laser de bandă îngustă întâlnește un cromofor endogen sau un cromofor exogen adaptat spectral și reținut în anumite zone celulare, atunci : este posibilă declanșarea selectivă a reacțiilor fotochimice in vivo, însoțite de transformări fotobiologice ulterioare. Așadar, energia poate fi înmagazinată selectiv în celule-tintă situate în profunzimea țesutului.

Interacțiile laser-țesut fotochimice includ:

- biostimularea, în principal pentru vindecarea rănilor și îndepărtarea durerilor, prin stimularea efectelor de microcirculație;

- disocierea fotoindusă, ca în cazul terapiei fotodinamice, care generează produși foto-toxici ce determină moartea celulelor. Din punct de vedere istoric, termenul „fotodinamic” indică faptul că oxigenul este implicat în reacție. Terapia fotodinamică este utilizată pentru tratamentul cancerului;
- izomerizarea fotoindusă, ca în cazul degradării bilirubinei;
- producerea fotoindusă a sarcinilor, ca în cazul procesului vizual;
- sinteza fotoindusă, ca în cazul fotosintezei la plante;
- fototransparența și distrugerea cromoforilor, care afectează proprietățile optice ale țesuturilor;
- modificările induse de laser în autofluorescența țesuturilor.

Printr-o reacție fotochimică poate fi activat procesul normal de genereză în terapia vitiligo-ului cu PUVA (psoralen plus radiație ultravioletă A' 315-400 nm sau fotodistrugerea celulelor anormale (modificarea fotochimică a acizilor nucleici) în terapia PUVA a psoriazisului cu furocuniarine.

Cel mai important exemplu de efect fotochimic este oxidarea. Folosirea combinată a luminii laser și a unui fotosensibilizator injectat (de exemplu derivații de hematoporfirină, HPD), inițiază un proces citotoxic care conduce la oxidarea diferitelor componente celule

Efectele fotochimice sunt ca o consecință a absorbției radiației neionizante de către un cromofor, ce determină excitarea electronică a moleculei absorbante. Radiația utilizată este din ultraviolet sau vizibil. Folosind derivații de hematoporfirină, s-a observat o fotosensibilizare crescută a celulelor tiroidei la iradierea pulsată față de cea în undă continuă. Creșterea eficienței este atribuită absorbției secvențiale de doi fotoni conduce la mecanisme de fototoxicitate cu radicali liberi. De asemenea, iradierea cu două impulsuri apropiate în timp a unor tumori tratate cu HPD a produs

rezultate superioare (timp de supraviețuire mai mare) în comparație cu tratamentul convențional în undă continuă pe baza laserului cu colorant pompat cu laserul cu azot.

10.5.4 Tehnici de diagnosticare cu laser

Spectroscopia de fluorescență este o metodă de laborator utilizată pe larg în chimie, biochimie și biofizică pentru caracterizarea proceselor chimice și fizice în diverse materiale. Fluorescenta indusă cu laserul este utilizată pentru a distinge între țesutul normal și cel tumoral. Este utilizată fluorescența cromoforilor naturali sau a unor coloranți introduși clinic. Tehnicile dezvoltate recent, care utilizează laseri în impulsuri din ultraviolet, permit analiza temporală și proprietățile spectrale ale semnalului emis prin fluorescență. Complexitatea țesutului viu ridică probleme formidabile în diagnosticare. De aceea este necesară cunoașterea cu precizie a propagării luminii în țesuturi și modelarea matematică, pornind de la teoria transferului radiativ, continuând cu ecuația difuziei și utilizând mai nou simularea Monte Carlo. Utilizând fluorescența laser se poate distinge dacă se iradiază placa aterosclerotică sau țesutul normal al arterei, calculul sau țesutul normal al ureterului prin diferențierea spectrelor emise. Spectrul de fluorescență se obține în roșu, cu maximum între 630 și 690 nm. Problema este complexă deoarece semnalul de fluorescență poate fi distorsionat de absorbția cromoforilor din vecinătatea țesutului studiat.

Spectroscopia prin reflectantă difuză este legată de împrăștierea multiplă în țesuturile cu turbiditate, care deflectă traiectoria fiecărui foton și permite întoarcerea la suprafață a unei părți din radiația laser incident. Lungimea caili fiecărui foton care a reușit să scape cu succes din țesut este diferită. Unii fotoni intră în țesut și sunt împrăștiați până când părăsesc suprafața. Alți fotoni parcurg distanțe mai mari în țesut până când migrează spre suprafață. Toi acești fotoni contribuie la reflectanta difuza observabilă (Jacques 1989d).

Spectroscopia prin transiluminare se realizează prin iradierea în regim continuu cu radiate laser din vizibil sau ÎR apropiat (din fereastra terapeutică). Această metodă

este evaluată în prezent pentru diagnosticarea cancerului de sân, la care diferențele spectrale se pot datora modificărilor în absorbție (de exemplu a sângelui sau a conținutului de apă și grăsime) sau modificărilor ultrastructurale care afectează împrăștierea luminii. Imagistica prin transiluminare în regim continuu nu a cunoscut în trecut o aplicabilitate amplă datorită contrastului și rezoluției slabe, ce rezultă din gradul înalt de împrăștiere a luminii. Metodele cu rezoluție temporală pot îmbunătăți substanțial calitatea imaginii, deoarece contribuția împrăștierii poate fi redusă considerabil.

Spectroscopia fototermică utilizează un impuls laser scurt, incident pe țesut, care induce o undă termică tranzitorie ce se propagă spre suprafața țesutului. Aceasta poate fi detectată fie prin creșterea emisiei în IR îndepărtat (corpul negru) cu tehnica radiometriei fototermice în impulsuri (pulsed photothermal radiometry - PPTR) (Anderson et al 1989), fie prin spectroscopie fotoacustică (photoacoustic spectroscopy - PAS) (Cristescu et al 1997). Aplicațiile în diagnosticare sunt îndreptate în special în dermatologie, unde natura stratificată a țesuturilor este adecvată investigării neinvazive, permițând, de exemplu, discriminarea afecțiunilor pigmentare de cele vasculare.

Telemetria cu laser în impulsuri de femtosecunde poate fi utilizată pentru a măsura grosimea componentelor pielii sau a măsura adâncimea inciziilor efectuate cu laserul.

Masurarea vitezei sângelui folosind efectul Doppler se realizează uzual cu laseri He-Ne (632,8 nm). Detectia frecvenței de batai (de ordinul a catorva kHz) dintre unda emisă și cea reflectată de particulele de sange aflate în mișcare se obține prin heterodinare.

Oximetrul de impulsuri măsoară nivelul de saturare a oxigenului molecular din sange. Se conectează o sonda sub forma unei cleme pe varful degetului și cu ajutorul unor leduri și fotodiode se determină raportul dintre absorbțiile realizate de hemoglobina la două lungimi de undă diferite (portocaliu și IR apropiat)

Tomografia bazata pe coerenta optica utilizeaza domeniul IR intr.-un mod similar cu tehnicile imagistice ultrasonore de tip impuls.Utilizand endoscoape ce utilizeaza aceasta tehnica se pot vizualiza portiuni din artere, vezica urinara, colon etc.

10.6 Alte dispozitive specializate

In aplicațiile medicale, ori de câte ori este posibil, este preferată utilizarea fibrei optice pentru transmiterea radiației laser pe țesut. Totuși, acest lucru nu se poate realiza în toate cazurile, în special pentru laserii care emit în ultraviolet și infraroșu, sau în cazul în care se dorește transmiterea unor impulsuri cu durată foarte scurtă, sau a unor energii mari care depășesc pragul de distrugere al fibrei optice.

10.6.1 Manipulatoare optomecanice

Multe sisteme laser medicale folosesc manipulatoarele optomecanice (brațele articulate) pentru transmiterea radiației de la laser în zona de intervenție Acestea sunt laseri cu CO₂, dar sunt folosite pe scară largă și de laserii cu Er:YAG sau laseri cu excimeri din UV îndepărtat, sau chiar de laseri din vizibil și IR apropiat (rubin, Nd:YAG).

Manipulatoarele optomecanice prezintă caracteristici de transmisie acceptabile, cu calitate bună a fasciculului laser, dar pentru multe aplicații ele sunt greoaie, nu sunt portabile, oferă o libertate de mișcare limitată și necesită frecvent asistență tehnică. trebuie să transmită radiația laserului operator și radiația fasciculului de vizualizare, ce sunt suprapuse axial fără a deforma sau separa aceste fascicule.

Cele mai multe manipulatoare optomecanice conțin 7 cuple cu oglinzi total reflectante, plasate la 45° față de axa optică Din punct de vedere mecanic, pentru fiecare cuplu se impun cerințe deosebit de stricte, unghiul de 45° trebuie păstrat indiferent de mișcarea manipulatorului, iar suprafața frontală a oglinzii trebuie plasată

exact la intersecția axelor care converg pe cupla respectivă, pentru a menține stabilitatea alinierii.

Diametrul aperturii este de 15-20 mm. pentru a permite transmiterea fără pierderi a fasciculelor laser de mare putere și cu divergența ridicată. Cuplele sunt interconectate între ele sau prin intermediul unor tuburi distanțoare. Manipulatoarele moderne utilizează tuburi din fibră de carbon și cuple din aluminiu, care asigură o masă redusă. Manipulatoarele sunt echilibrate fie cu contragreutate (5-10 kg), fie cu arc. Raza de acțiune a unui manipulator optomecanic este de 1,5-2 m

La capătul manipulatorului optomecanic se găsește terminalul care conține o lentilă de focalizare. Acesta este proiectat ergonomic pentru chirurgia cu mâna liberă. Terminalele sunt interschimbabile și de ele trebuie să se cupleze cu ușurință la manipulatorul optomecanic (prin înfiletare sau printr-un sistem de tip baionetă). Ele trebuie să permită curățirea ușoară și sterilizarea. Unele terminale au oglinzi inclinate (90° , 120°) pentru transmiterea fasciculului laser în zone cu acces limitat. În majoritatea cazurilor, sistemul optic de focalizare conține o singură lentilă, cu distanța focală cuprinsă între 50 și 300 mm, care asigură un spot focalizat de 100-800 μm . Există și alte sisteme, care asigură un fascicul paralel, astfel încât pata focală constantă indiferent de distanța dintre terminal și țesut.

10.6.2. Adaptoare de microscop și micromanipulatoare

Unul din factorii care poate extinde aplicațiile laserilor în medicină este interfața între laserul chirurgical și pacient, adică sistemul de transmitere a fasciculului laser până la țesut, care trebuie să asigure aplicarea localizată și precisă a energiei laser la nivelul diferitelor organe. Acest sistem trebuie să transmită fasciculul laser cu absorbție și distorsiune cât mai reduse și trebuie să aibă suficientă flexibilitate și adaptabilitate pentru diferitele intervenții chirurgicale. Pentru microchirurgie este important ca fasciculul laser să fie aplicat prin intermediul unui microscop operator, prevăzut cu micromanipulator. Adaptoarele de microscop trebuie să fie universale, pentru a putea fi montate la o gamă cât mai largă de microscop.

Aceste adaptoare cu o oglindă mobilă, permit baleierea fasciculului laser în orice poziție din câmpul vizual al microscopului. Cuplarea mecanică între maneta micromanipulatorului și oglinda mobilă permite o mișcare proporțională a fasciculului laser în câmpul operator, dar cu o demultiplicare de 4:1. În acest fel este mărită precizia localizării fasciculului laser și este asigurat controlul precis al mișcării acestuia. Adaptoarele de microscop conțin un set de lentile cu distanța focală fixă, care realizează focalizarea fasciculului laser la distanțe cuprinse între 200 și 400 mm, în funcție de aplicația urmărită.

Un alt tip de manipulator folosește numai optica reflectantă (oglinzi) pentru a elimina problemele aberației cromatice, mărimile relativ mari ale spotului și pierderile de transmitere a energiei și de reflexie a fasciculului laser asociate micromanipulatoarelor convenționale cu lentile de focalizare. Un divizor de fascicul cu depunere specială, montat pe o turelă rotativă, permite utilizarea aceluiași micromanipulator cu o combinație de laser de diferite tipuri, precum și transmiterea fasciculului de vizualizare emis de laserul cu He-Ne în roșu, galben sau verde.

Micromanipulatorul este folosit nu numai pentru laserii din infraroșu apropiat (CO_2 , Er:YAG), care utilizează brațe articulate pentru transmiterea radiației laser, dar și pentru laserii cu Nd:YAG sau alți ȳasen din vizibil și infraroșu apropiat (400-2 100 nm), care utilizează fibre optice. Totuși, acest tip de cuplare ȳntre laser și micromanipulator distorsionează calitatea inițială ȳnaltă a fasciculului laser și ȳl convertește ȳntr-un fascicul necolimat cu divergență ridicată, determinată de apertura numerică și diametrul fibrei. Focalizarea fasciculului necolimat introduce noi limitări, respectiv un spot focalizat mare și o iradiantă coborâtă ȳn focar.

Singurul parametru variabil este apertura numerică a fibrei. Aceasta poate fi redusă artificial introducând o apertură ("apertură numerică transformată a fibrei") și localizată după conectarea fibrei optice. Această modificare va con-,duce la o pierdere din ^puterea totală, dar efectul asupra iradiantei este diferit. De exemplu, o reducere cu 50 % a puterii, odată cu micșorarea mărimii spotului de până la 30 %, .-

va determina o reducere de numai 5 % a iradiantei. Utilizarea unei fibre cu diametrul miezului de 200 u.m sau chiar mai mic va amplifica reducerea mărimii spotului în focar.

10.7 Aplicațiile laserilor în specialitățile medicale

În cele ce urmează se vor prezenta pe scurt principalele aplicații ale laserilor în medicina modernă, grupate pe specialități medicale. Datorită dezvoltării accelerate a tehnicilor laser nu pot fi tratate pe larg și nici măcar menționate toate disciplinele și procedurile utilizate. Pe de altă parte, aplicațiile medicale prezentate până acum, respectiv terapia cu laseri de putere mică, termoterapia interstițială, terapia fotodinamică și sudura țesuturilor adresează mai multor specialități medicale. Ceea ce se dorește aici este de a sublinia cele mai semnificative aplicații și tehnicile uzuale și a indica principalele referințe biologice. Datorită progreselor realizate în ultimul timp, se impune din ce în ce mai mult instrumentația pentru chirurgia minim invazivă, respectiv cateterele miniaturizate, endoscoapele și alte tehnici în curs de dezvoltare. Exemplele sunt alese astfel încât să rezulte ideile esențiale și să ajute utilizatorul la alegerea soluțiilor tehnice optime.

Schimbările evolutive continue în tehnologia laser și în înțelegerea mecanismelor implicate în interacția laser-țesut au îmbunătățit precizia cu care poate fi realizată chirurgia și terapia laser și au mărit numărul afecțiunilor care pot fi tratate. Este de așteptat în viitorul apropiat aplicațiile medicale ale laserilor să continue această dezvoltare impetuoasă, iar laserii să poată fi întâlniți în cât mai multe centre de sănătate.

10.7.1 Aplicații în oftalmologie

Primele aplicații ale laserilor s-au realizat în oftalmologie. Chiar și astăzi, majoritatea laserilor medicali vânduți sunt destinați acestui domeniu. Specialiștii pot consulta aplicațiile laserilor în oftalmologie. Fotocoagularea este cea mai veche procedură terapeutică cu laser și rămâne cea mai larg aplicată tehnică în oftalmologie. Există numeroase aplicații oculare, care au schimbat dramatic tratamentul multor boli,

începând cu retinopatia diabetică și terminând cu glaucomul (Latina și Park 1995). Fotodistrugerea introdusă la începutul anilor 1980 a fost utilizată mai întâi pentru tratarea neinvazivă a cataractelor secundare dar ulterior și-a găsit și alte aplicații. Ablatia cu laser a corneei în vederea corectării defectelor de vedere este de asemenea foarte des utilizată. Deși laserii cu excimer se folosesc pe scară largă în această aplicație, în prezent se testează noi sisteme laser, care pot deveni o nouă generație de laseri oftalmologiei (impulsuri ultrascurte, armonicele laserilor cu mediu activ solid, generarea radiației laser prin procese neliniare, laserul cu Er:YAG)

Dintre laserii existenți adecvați pentru chirurgia refractivă a corneei menționăm laserii din UV cu excimeri (193, 248 nm) și armonicele laserului cu Nd:YAG (213, 266 nm), laserii din IR mijlociu cu Ho:YAG (2,1 μm), Er:YAG (2,94 μm), HF (2,58 μm) și radiația laser generată prin oscilație parametrică optică (OPO) cu laser acordabil cu mediu activ solid (1,5-3,2 μm). Zonele de distrugere produse cu acești laseri se întind între 0,2 μm (în UV la 193 și 213 nm), până la 20 μm cu laserii din IR apropiat (Ho:YAG, Er:YAG și HF funcționând în regimul de oscilație liberă, cu impulsuri lungi). O rată "tipică de ablație de 0,3 μm pe impuls poate fi obținută cu un laser din UV, în timp ce laserii din IR apropiat asigură o rată de ablație mult mai mare, de 10-20 μm pe impuls.

Așadar, corectarea precisă a corneei se poate realiza mult mai ușor cu laserii din UV. De exemplu, pentru o incertitudine a adâncimii de ablație cu laseri din UV de 5 %, rezultă că o corecție de 5 dioptri a unei zone optice cu diametrul de 5 mm (o grosime de ablație la centru de 41,4 μm) poate fi obținută cu o eroare de 0,24 dioptri sau o eroare a grosimii de ablație la centrul corneei de 2 μm). Pentru laserii din IR apropiat, eroarea este de 2 dioptri sau chiar mai mare. Alături de laserul cu argon care s-a impus în fotocoagulare, laserii din UV îndepărtat (193 nm, 213 nm) stau la baza celor mai eficiente, precise și predictibile metode pentru sculptura corneei pe zone întinse.

10.7.2 Aplicații în neurochirurgie

Neurochirurgia se ocupă de boli ale sistemului nervos central, adică creierul și măduva spinală. Chirurgia tumorilor din creier este dificilă, deoarece sunt necesare intervenții extrem de localizate datorită structurii complicate și fragilității creierului. Mai mult, accesul la tumoare este de multe ori dificil, centrii vitali importanți putând fi situați în imediata apropiere a tumorii.

Tumorile cerebrale se tratează de obicei prin rejecție neurochirurgicală sau prin radioterapie. Deși dezvoltarea metodelor microchirurgicale a condus la o îmbunătățire considerabilă a neurochirurgiei, încă multe operații ale tumorilor cerebrale determină traumatisme severe ale structurilor înconjurătoare, cu efecte colaterale ireversibile (paralizie, defecte optice și acustice, handicapuri fizice sau mentale). Tumorile localizate în profunzime pot fi îndepărtate adesea numai parțial sau chiar nu pot fi accesibile. De asemenea, radioterapia poate conduce la efecte colaterale nedorite.

Aplicarea laserilor în neurochirurgie s-a impus mai lent față de alte specialități medicale, deoarece primele experiențe s-au dovedit ineficiente. Abia la sfârșitul anilor 1970 s-a trezit interesul pentru folosirea laserilor cu CO₂ și Nd:YAG de putere medie. Principalele avantaje ale laserilor în neurochirurgie sunt legate de faptul că laserul poate secționa, vaporiza și coagula țesutul fără contact mecanic. Aceasta are o mare importanță când se lucrează cu țesuturi foarte sensibile.

Studiile histologice efectuate pe țesuturile cerebrale umane normale și patologice iradiate cu laserul cu CO₂ (Dănăilă et al. 1993) au permis identificarea afecțiunilor în care este indicată terapia laser și stabilirea regimurilor de iradiere optimă. Acțiunea radiației laserului cu CO₂ a fost studiată asupra tumorilor cerebrale și medulare și asupra plăcii aterosclerotice

10.7.3 Aplicații în dermatologie

Accesibilitatea pielii pentru examinare și studiu a făcut ca dermatologii să joace un rol important în definirea utilității clinice și a limitărilor multor sisteme laser, ca și în

dezvoltarea unor concepte, tehnici și dispozitive noi, care au îmbunătățit eficiența tratamentelor cu laser. Unul din cele mai importante concepte dezvoltate de dermatologie, fototermoliza selectivă, a condus la crearea unor sisteme laser cu numeroase avantaje în tratarea afecțiunilor vasculare și pigmentate ale pielii și membranelor mucoase.

Utilizarea laserilor în dermatologie nu necesită sisteme endoscopice ca în majoritatea celorlalte specialități medicale. Multe afecțiuni dermatologice pot fi tratate astăzi cu o gamă largă de laseri (CO₂: EnYAG;; argon și vapori de cupru: diode laser), o parte din acestea neputând fi tratate anterior cu alte metode medicale sau chirurgicale. Aplicațiile dermatologice ale laserilor s-au extins și în domeniul chirurgiei estetice și reparatorii transplantarea părului (Villnow et al 1995) și îndepărtarea tatuajelor

În dermatologie se utilizează toate modalitățile generale de terapie cu laseri , respectiv terapia cu laseri de putere mică, termoterapia interstițială, terapia fotodinamică, sudura țesuturilor și terapia steluțelor vasculare. Noile modalități de funcționare a laserilor cu CO₂, regimul superpuls și tehnologiile de scanare a fasciculului laser au îmbunătățit semnificativ rezultatele clinice obținute în tratarea unor afecțiuni dermatologice.

10.7.4. Aplicații în cardiologie

Toate interacțiunile potențiale între radiația laser și țesut au fost investigate pentru a dezvolta aplicații cardiovasculare ale tehnologiei laser. Laserii sunt folosiți pentru a induce fluorescență, a încălzi materialele biologice și a abia țesuturile aparținând sistemului cardiovascular. Tehnologia laser a fost evaluată pentru tratamentul bolii arteriale coronariene, aritmiile ventriculare și supraventriculare, cardiomiopatia hipertrofică și bolile cardiace congenitale. Utilizarea laserilor în aceste afecțiuni este

datorită datorită posibilității fibrelor optice de a transmite radiația laser în zone cu acces limitat ale sistemului cardiovascular.

Cea mai dezvoltată aplicație este angioplastia laser, în care radiația laser este utilizată pentru vaporizarea plăcii aterosclerotice folosind fibre optice instrumentale (Cragg et al 1989). Ateroscleroza constă din plăci gălbui sau albe de colesterol, celule musculare fibroase sau netede și calciu în pereții arteriali. Angioplastia laser cu balon utilizează radiația laser pentru a încălzi peretele vascular în vederea remodelării vasului sangvin pe care o induce dilatarea cu balon

Ca urmare a studiilor efectuate asupra proprietăților spectrale ale peretelui vascular aterosclerotic și a modelelor teoretice elaborate (van Gemert et al 1985a, Welch et al 1985, Cheong și Welch 1989), s-au putut evalua posibilitățile de aplicare a diferitelor sisteme laser în angioplastie. respectiv laserul cu Nd:YAG la 1,06 μm , 1,32 μm și 1,44 μm , laserul cu colorant pompat cu lampă flash , laserul cu excimer XeCl la 308 nm și laserul cu Ho:YAG

Indepărtarea preferențială a plăcii arteriale calcificate se poate face prin ablație laser sau cu plasmă indusă cu laserul . Sunt în curs de dezvoltare sisteme laser inteligente, care utilizează tehnicile de imagistică spectroscopice și cu ultrasunete pentru a distinge țesutul normal de placa aterosclerotică . Angioplastia cu laseri cu excimeri poate fi îmbunătățită prin aplicarea unui jet de soluție salină. Fibra optică utilizată în angioplastie pentru transmiterea fasciculului laser poate fi ghidată prin fluorescență. Aceeași metodă poate servi și pentru diagnosticarea țesuturilor umane bolnave, respectiv a aterosclerozei.

O altă aplicație revoluționară, cu impact mare, este revascularizarea cu laser prin care radiația laser este folosită pentru vaporizarea unor canale multiple în miocardul ventricular. Această tehnică este utilizată pentru tratarea ischemiei. Revascularizarea transmiocardică se realizează laser cu CO₂ de mare putere (800 W).

10.7.5 Aplicații în stomatologie

Laserii din infrarosu (ErYAG, Nd:YAG, CO₂) se manifestă prin efect termic asupra smalțului și dentinei, care conțin în principal hidroxiapatită și apă. Datorită coeficientului de absorbție mare, radiația laserilor cu CO₂ și ErYAG este absorbită lângă suprafața dintelui, astfel că este posibilă o ablație eficientă prin concentrarea energiei într-un volum mic de țesut. Dimpotrivă, radiația laserului cu Nd:YAG este puțin absorbită de componentele principale ale dintelui și ea poate pătrunde adânc în țesut, determinând o eficiență scăzută și creșterea semnificativă a temperaturii. Prin utilizarea unor timpi de expunere mai scurți și a unor lungimi de undă care prezintă o absorbție ridicată, procesul de ablație laser a dintelui poate fi optimizat printr-un mecanism termomecanic.

10.7.6 Aplicații în ortopedie

Progresul în multe aplicații chirurgicale este adesea legat de tehnicile îmbunătățite de realizare a osteotomiei, adică de excizie a osului. Mijloacele standard în ortopedie sunt dispozitivele mecanice, care funcționează în contact și pot induce vibrații mecanice severe și hemoragii. De aceea, laserii ar putea reprezenta o alternativă în chirurgia ortopedică.

Primele încercări s-au realizat la începutul anilor 1970 cu laserul cu CO₂. S-a observat o vindecare întârziată în comparație cu osteotomiile convenționale, datorită distrugerilor termice la marginile craterului sau secțiunii. Dacă se selectează o radiație laser cu lungimea de undă de 9,6 μm, impulsuri cu durata de 1,8 μs și o expunere radiantă de 15 J/cm², zonele de distrugere termică pot fi reduse la numai 10-15 μm. În acest caz, lungimea de undă și durata impulsului joacă un rol esențial.

Laserii cu HF, cât și laserii cu ErYAG ableză eficient atât osul, cât și cartilajul.

Laserul cu Ho-YAG, care emite la lungimea de undă 2,12 μm are avantajul că această radiație poate fi transmisă eficient prin fibre optice. Totuși efectele termice și

mecanice sunt semnificativ mai mari față de cele induse de laserul cu EnYAG ,zona de necroză termică se extinde .

Laserii cu holmiu și erbiu se utilizează cu succes în ablatia discurilor intervertebrale lombare. Vindecarea defectelor de menisc pot fi îmbunătățite prin iradierea cu laseri cu CO₂ de mică putere iar laserul cu argon poate fi folosit pentru ablatia cimentului acrilic (polimetilmeta-crilat - PMMA) utilizat în chirurgia ortopedică

Cap.11 Utilizarea ultrasunetelor in investigatie si tratament

11.1 Principiile fizice ale explorării cu ultrasunete. Traductoare ultrasonore

Ultrasunetele (US) sunt unde acustice (mecanice) de frecvență 20 kHz ... cca. 15MHz. care se propagă într-un mediu solid, lichid sau gazos. Mediul biologic are proprietăți asemănătoare de cele ale lichidelor, si putem saconsiderăm propagarea US sub forma unor unde plane și longitudinale.

Principalele mărimi caracteristice ale US sunt frecvența (f), lungimea de undă (λ) și viteza (c) (de propagare a frontului de undă), legate prin formula

$$(11.1) \quad c = f \lambda \quad (c = \lambda /T).$$

Energia W a tuturor particulelor din unitatea de volum, care au viteza de oscilație v, este dată de expresia

$$(11.2) \quad W = \rho v^2 / 2 .$$

Țesuturile reflectă energia acustică, transportată prin unde de compresie (longitudinale), în funcție de impedanța acustică. Impedanța acustică se definește cu relația

$$(11.3) \quad Z = \rho c = p / v ,$$

unde ρ este densitatea țesutului (kg/m^3), c este viteza de propagare (m/s) și p este presiunea . Pentru corpuri omogene, c are forma

$$(11.4) \quad c = \sqrt{E / \rho} ,$$

în care E este modulul de elasticitate (compresibilitate).

Intensitatea I este energia care traversează unitatea de suprafață în unitatea de timp:

$$(11.5) \quad I = cE = cpv^2/2 = Zv^2/2 = p^2/(2Z) \text{ [watt/m}^2\text{]}.$$

La parcurgerea unui mediu oarecare, intensitatea scade exponențial cu distanța datorită deviațiilor de la paralelism, difuziei pe reflectori imperfecti și absorbției energiei US (efect caloric). Relația care arată acest fenomen este

$$(11.6) \quad A_z = A_0 \exp(-\alpha z),$$

în care A_z și A_0 sunt respectiv amplitudinea oscilației la distanța z de sursă și amplitudinea oscilației sursei, iar α este coeficientul de atenuare. Din acest motiv este necesară o “compensare a câștigului în timp (sau cu adâncimea)”, adică câștigul amplificatorului-receptor crește după o curbă care oglindește atenuarea medie dată de (11.6).

În Tabelul 11.1 sunt prezentate câteva caracteristici acustice ale unor medii biologice.

Undele ultrasonore (US) au efecte biologice cumulate, astfel: intensități sub $0,5 \text{ W/cm}^2$ nu produc modificări morfologice în celule și au aplicații medicale; între $1...5 \text{ W/cm}^2$ determină accelerări ale proceselor biologice; pentru intensități peste 5 W/cm^2 se produc modificări ireversibile în celule.

Aplicațiile terapeutice ale US sunt: în inflamații și îmbolnăviri degenerative ale oaselor și mușchilor (artrite, artroze, entorse etc.), tratament al sistemului nervos (nevralgii, herpes ș.a.), inflamații ale pielii (ulcus, panarițiu etc.), în psihiatrie (prin încălziri profunde în creier), în neurochirurgie, pentru producere de leziuni (de exemplu în cazul tratamentului bolii Parkinson), distrugere de calculi renali și din

vezica urinară, producere de aerosoli, în stomatologie (șlefuiți, detartrări rapide) etc.

Atenuarea acustică crește cu frecvența, coeficientul tipic de atenuare pentru țesuturi moi fiind de 1 dB/(cm·MHz). În practica clinică, compromisul fundamental este între creșterea frecvenței (pentru o rezoluție geometrică mărită) și adâncimea de explorare, care scade cu frecvența. De exemplu, domeniul 2,5...3,5 MHz se folosește pentru explorări abdominale, 5 MHz - pentru organe interne aflate aproape de suprafață și în pediatrie, iar 5...15 MHz pentru structuri mici (tiroida, vase periferice, ochiul etc.).

Tabelul 11.1

Mediul de propagare	Viteza c [m/s ²]	Impedanța acustică Z [kg·m ⁻² ·s ⁻²]	Coeficientul de atenuare α [m ⁻¹]	Frecvența pentru determinarea lui α [MHz]
Apă distilată	1530	$1,53 \cdot 10^6$	0,192	2,5
Țesut adipos	1450	$1,38 \cdot 10^6$	8	1
Mușchi	1580	$1,63 \cdot 10^6$	13	1
Creier	1550	$1,58 \cdot 10^6$	10	1
Tumoare la creier			44...73	5
Ficat	1545	$1,66 \cdot 10^6$	19	2
Os	3360	$6,26 \cdot 10^6$	530	2,25
Sânge	1570	$1,61 \cdot 10^6$	4	2
Rinichi	1561	$1,62 \cdot 10^6$	27	2
Aer	331	$0,43 \cdot 10^3$		

Diagnosticul cu US se bazează pe reflexia, difracția, refracția și absorbția US emise în mod continuu sau în impulsuri, în contact cu țesutul. Emițătoarele continue sunt folosite pentru obținerea efectului Doppler sau pentru studiul modificărilor US la trecerea prin medii de impedanță acustică diferită. Pentru aceasta sunt necesare două cristale, cu rol de emițător și receptor. US intermitente, folosite în ecografia în impulsuri, necesită un singur traductor. Undele au durate de 2 μ s, permițându-se vizualizarea în timp real, concomitent cu scurtarea timpului de expunere la US.

US sunt emise și recepționate de traductorul ultraacustic piezoelectric, care are rolul de a transforma tensiunea electrică în US și reciproc. În Figura 11.1,a, se prezintă un traductor ultrasonic monoelement. Elementul activ este un cristal de cuarț sau o ceramică piezoelectrică (BaTiO_3 , zirconat de plumb - PZT) în formă de disc, având fețele metalizate. Aplicarea unor impulsuri scurte de tensiune are ca efect generarea unor unde US, având lungimea de undă egală cu jumătate din lungimea de undă mecanică a materialului. La rezonanță, oscilațiile geometrice ale discului se automențin, indiferent de regimul de lucru (emițător sau receptor). Necesitățile practice ale unei imagini de calitate impun însă trenuri oscilatorii scurte, de ordinul unei lungimi de undă. În plus, spatele traductorului nu trebuie să inducă ecouri false, de aceea este necesar un strat cu absorbție foarte mare, care mărește banda de frecvență. Frecvența de oscilație a cristalului este egală cu frecvența tensiunii aplicate, care pentru randament maxim trebuie să fie egală cu frecvența de rezonanță a cuarțului, calculată cu formula

$$(11.7) \quad f_0 = \frac{1}{2d} \sqrt{E/\rho},$$

în care d este grosimea cristalului, E - modulul de elasticitate și ρ - densitatea. Relația de mai sus este echivalentă cu egalitatea $d = \lambda/2$, condiție amintită deja.

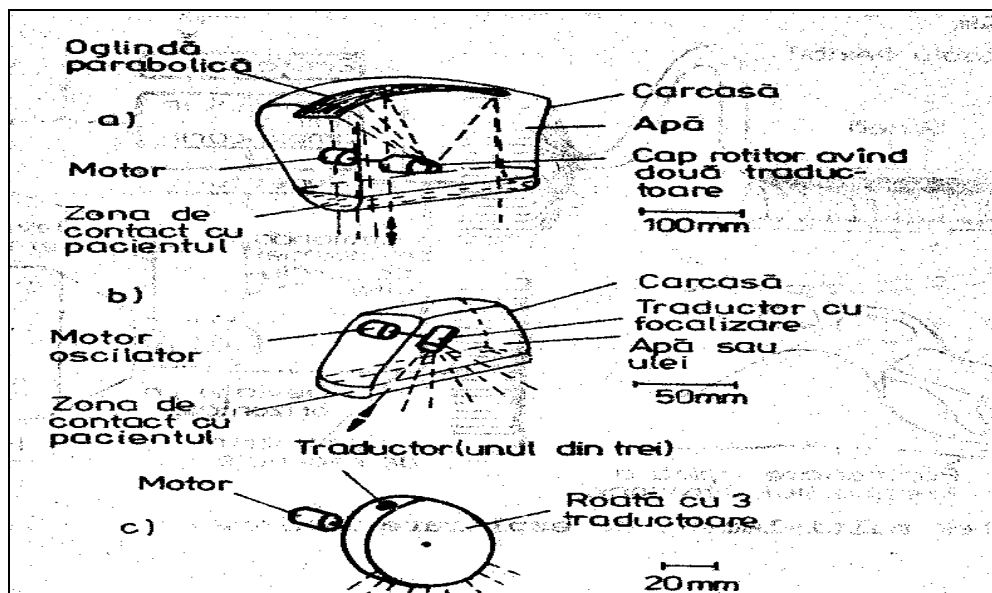
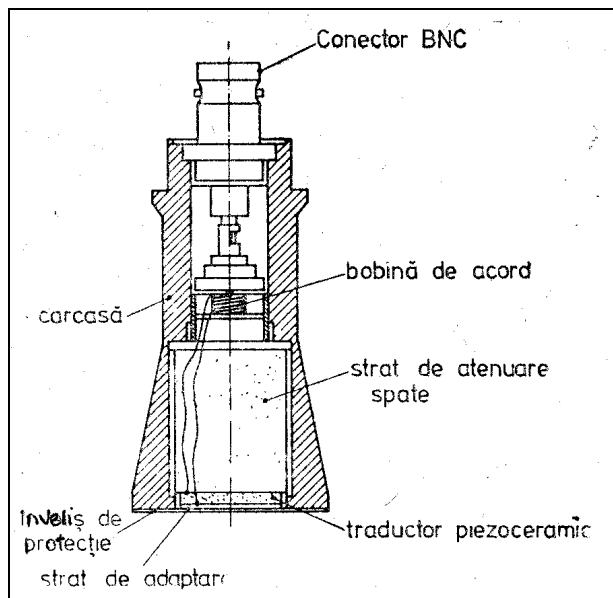
Cerințele tehnice necesare unui bun traductor de US sunt: putere acustică de 10...100 mW/cm^2 , pentru tensiune de alimentare sub 100 V_{ef} ; randament cât mai

bun; raport semnal / zgomot maxim; ecouri false minime (amortizarea undei spate); să oscileze doar pe frecvența de rezonanță; manevrabilitate crescută.

După deplasarea fasciculului US în planul analizat, există două metode de obținere a imaginilor ecografice în timp real: metoda mecanică și cea electronică.

În Figura 11.1, b, sunt prezentate traductoare mecanice pentru scanare în timp real. Cel cu explorare paralelă (a) este mare și incomod. Traductorul sectorial (b) are avantajul unei suprafețe mici de contact cu pacientul, în schimb rezoluția scade cu adâncimea de pătrundere. În cazul traductorului cu tambur rotativ (c) fiecare cristal din cele n este activ cel mult a n -a parte din perioada de rotație a tamburului.

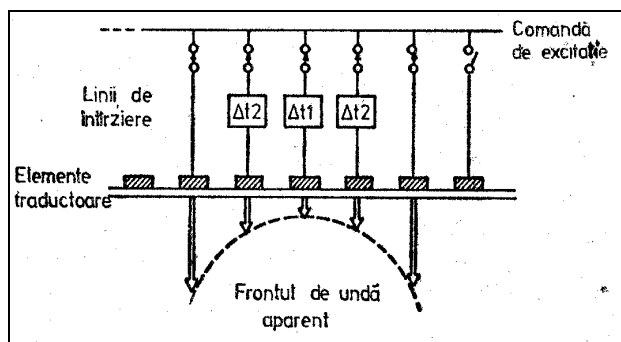
În cazul metodei electronice forma fasciculului US poate fi modificată prin fragmentarea traductorului în mai multe elemente (până la 400 pe cca. 150 mm) și prin excitarea adecvată, cu linii de întârziere, a fiecărui element (Figura 11.2,a). Ajustarea formei fasciculului se face prin folosirea lentilelor mecanice sau electronice, ultimele în cazul traductoarelor multielement. Metoda are avantajele că nu există piese în mișcare și nici inerție mecanică, deci scanarea poate fi oprită simultan cu fasciculul US, pe direcția aleasă. {și în acest caz există scanare paralelă, cu traductor liniar, precum și scanare sectorială, la care conectarea elementelor se face în fază. În Figura 11.2(b) se arată schema unui scanner ce folosește un traductor multielement liniar. Semnalul de ceas declanșează producerea impulsurilor de radiofrecvență de către emițător, care sunt aplicate printr-un comutator secvențial fiecărui element în parte. Concomitent este declanșată baza de timp conectată la deflexia pe verticală a tubului catodic. Ecourile reflectate de pacient sunt detectate de același element ca la emisie și amplificate de către receptor, asupra căruia acționează controlul în timp al amplificării. Pe ecran se obțin tonuri de gri proporționale cu intensitatea ecoului, adică semnalul modulează în strălucire spotul electronic al tubului de afișare. Deviația pe orizontală este produsă de fiecare element, în cadrul unei secvențe.



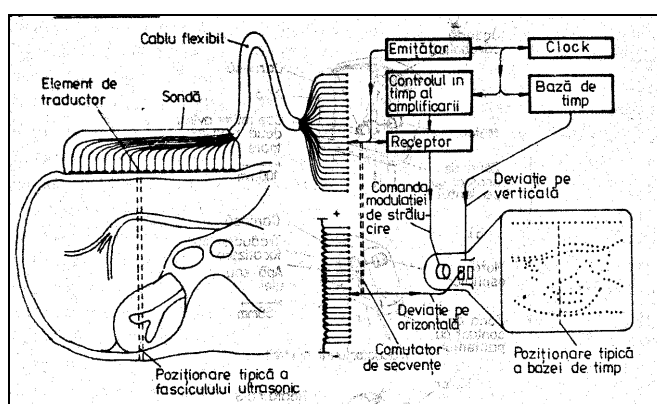
(a)

(b)

Figura 11.1 Traductoare mecanice monoelement



(a)



(b)

Figura 11.2 Sistem multielement de explorare liniară

Un exemplu de astfel de sistem de scanare și reprezentare a informației ecografice are parametrii următori (Brüel & Kjaer, Nr. 1849): folosește 11 traductoare; gama frecvenței de lucru: 1,5...10 MHz; intensitatea acustică medie: 0,7...3mW/cm²; intensitatea acustică maximă a impulsurilor US: 14...29 W/cm², funcție de traductor; afișare de imagine digitală, 512 x 512 / 64 niveluri de gri; scală de afișare pentru țesut: 50 x 50, 100 x 100, 200 x 200 mm.

Folosirea traductoarelor multielement la determinarea vitezei de curgere a sângelui pe baza efectului Doppler este prezentată schematic în Figura 11.3. Structurile în mișcare modifică frecvența semnalului recepționat cu valoarea f_d , numită deviație Doppler, conform formulei

$$(11.8) \quad f_d = (2v f_s / c) \cos \theta,$$

unde v este viteza structurii, f_s este frecvența semnalului emis, θ este unghiul dintre viteza structurii și direcția fascicului emergent iar c este viteza sunetului în mediul respectiv.

Într-o primă modalitate de lucru (“Doppler continuu”) se emite și se recepționează continuu fascicul US. Rezultă un spectru Doppler în domeniul audio, analizat “după urechea” unui operator antrenat sau cu analizoare spectrale. Dezavantajul major este necorelarea frecvențelor Doppler cu poziția spațială a structurii ce a realizat deviația de frecvență.

Modul “Doppler în impulsuri” utilizează scanarea electronică și traductorul multielement. Se emite un tren scurt de sinusoidale și se selectează din semnalele recepționate doar acele linii care corespund timpului de propagare total, dus-întors, spre zona analizată. Metoda are limite privind compromisul dintre precizia localizării în spațiu și precizia determinării vitezei, căci o bună localizare spațială necesită impulsuri scurte, care au o bandă largă de frecvență. Conform principiului de incertitudine al lui Heisenberg, precizia calculării vitezei scade.

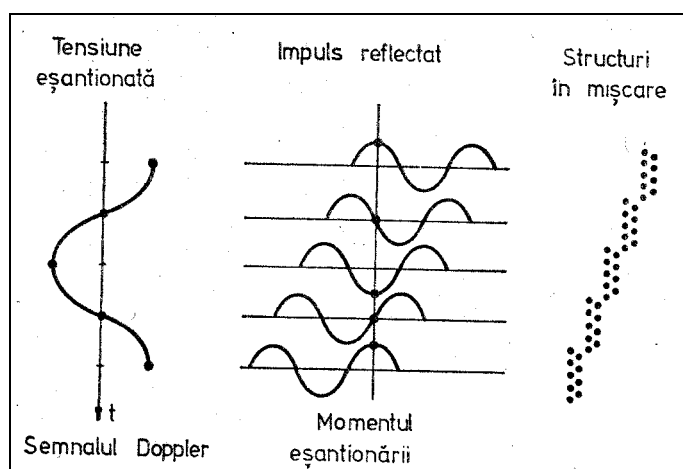


Figura 11.3 Formarea semnalului Doppler

11.2 Sisteme de explorare cu ultrasunete

Modurile fundamentale de reprezentare a informației vizuale ultrasonore sunt modul A, modul M (numit anterior TM - “time-motion”), modul B (“brightness”) și modul timp real.

11.2.1 MODUL A.

Primele sisteme imagistice ultrasonice au fost cele cu operare în modul A (Amplitudine). Functionarea acestora era similară cu a unui osciloscop și se prezenta la scară logaritmică

evoluția funcției de timp (adâncime) a semnalelor ecou. Pentru un astfel de sistem deflexia verticală pe ecran reprezintă amplitudinea ecoului, iar cea orizontală timpul.

Presupunând viteza de propagare în mediu constantă, axa timpului este totodată și axa a distanței. Informația afișată nu permite evaluarea internă a structurii difuzante dar mișcarea poate fi ușor detectată datorită ratei ridicate de reînprospătare a imaginii. Imaginea este unidimensională cu privire la mediul investigat dar depinde de timp. Figura 11.4 prezintă schema bloc pentru realizarea acestei reprezentări. Traductorul pentru acest mod de funcționare este de tip monoelement sau multielement, comandat în așa fel încât să radieze un fascicul ultrasonic cu poziție fixă în spațiu. Blocul de control declanșează generatorul de impulsuri pentru comanda emisiei, generatorul de rampă pentru deflexia pe orizontală și generatorul semnalelor de marcă, care etalonează desfășurarea pe orizontală în distanță.

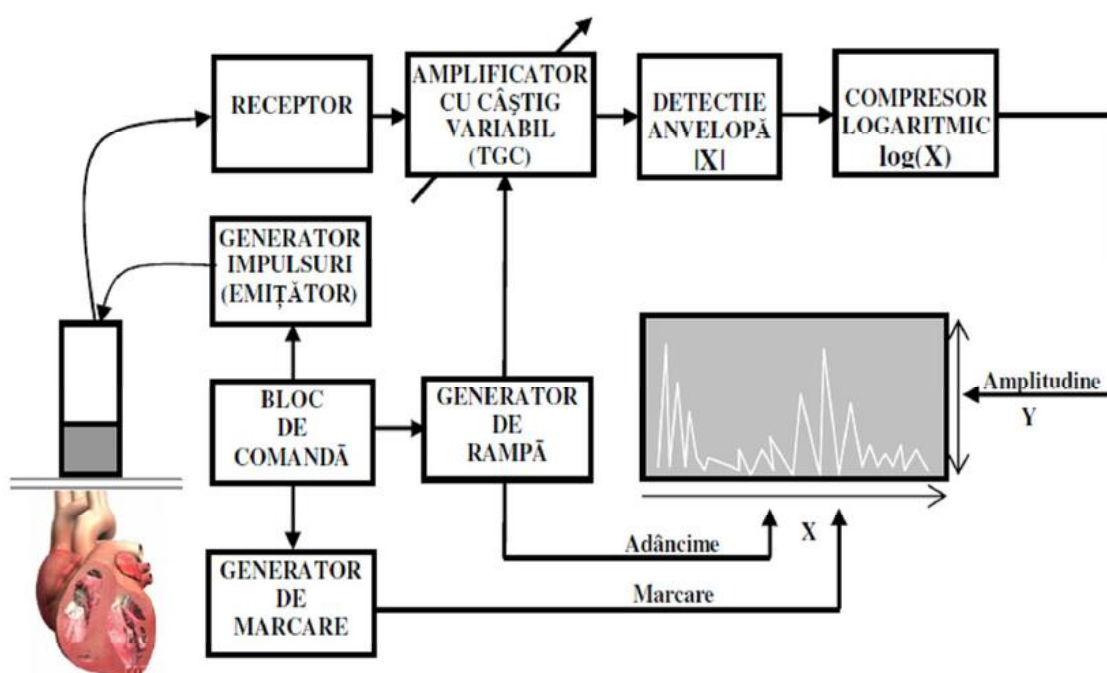


Figura 11.4 Arhitectura unui sistem care operează în Modul A

Semnalul generat de traductorul piezoelectric se propagă în mediu și este parțial reflectat și împrăștiat pe interfețele acustice întâlnite. Eco-ul este recepționat de același transductor și apoi este amplificat într-un amplificator cu corecția temporală a câștigului (TGC – Time Gain Compensation). Generatorul de rampă acționează asupra amplificatorului receptor modificându-i câștigul în timp pentru a compensa atenuarea ultrasunetelor în mediu, proporțional cu distanța parcursă. Semnalului rezultat i se detectează anvelopa care apoi este supusă unei compresii logaritmice spre a permite afișarea unei game largi de ecouri.

Avantajele principale ale echipamentelor care realizează modul A sunt simplitatea și livrarea informației practic în timp real. Caracteristica de timp real are la bază faptul că frecvența de repetiție a impulsurilor ultrasonice este suficient de mare în comparație cu vitezele structurilor pe care are loc reflexia. Datorită faptului că nu dă informații bidimensionale traductorul este greu de orientat, utilizarea acestui mod restrângându-se la

oftalmologie, cardiologie și encefalografie precum și în testarea nedistructivă (NDT).

11.2.2 MODUL M.

Pentru vizualizarea miscarii s-au dezvoltat sistemele care operează în modul M (Motion). În aceste sisteme amplitudinea semnalului ecou este reprezentata prin gradul de stralucire, axa verticala reprezintă adâncimea iar ecurile corespunzatoare emisiilor consecutive pe aceeasi directie sunt afisate pe orizontala unul dupa altul. În acest mod se prelucrează ca si la modul A ecurile receptionate de la un traductor care emite si receptionează într-o directie fixă în spatiu. Spre deosebire de modul A în modul M , figura 11.5, prezenta si intensitatea ecurilor este materializată prin modulatia intensitatii spotului, pe o rampă A aplicată circuitului de deflexie pe verticală a tubului de afisare, în punctele care corespund pozitiei în spatiu a surselor ecoului. Simultan, rampa T aplicată circuitului de deflexie pe orizontală pozitionează urmatoarea rampă A. Astfel pe ecran rezultă evolutia în timp a pozitiei surselor de ecou situate pe directia examinata. Durata rampei T reprezintă scara de timp a structurilor examinate. Acest mod de reprezentare este la fel ca modul A, unidimensional în raport cu tesutul examinat dar depinde de timp.

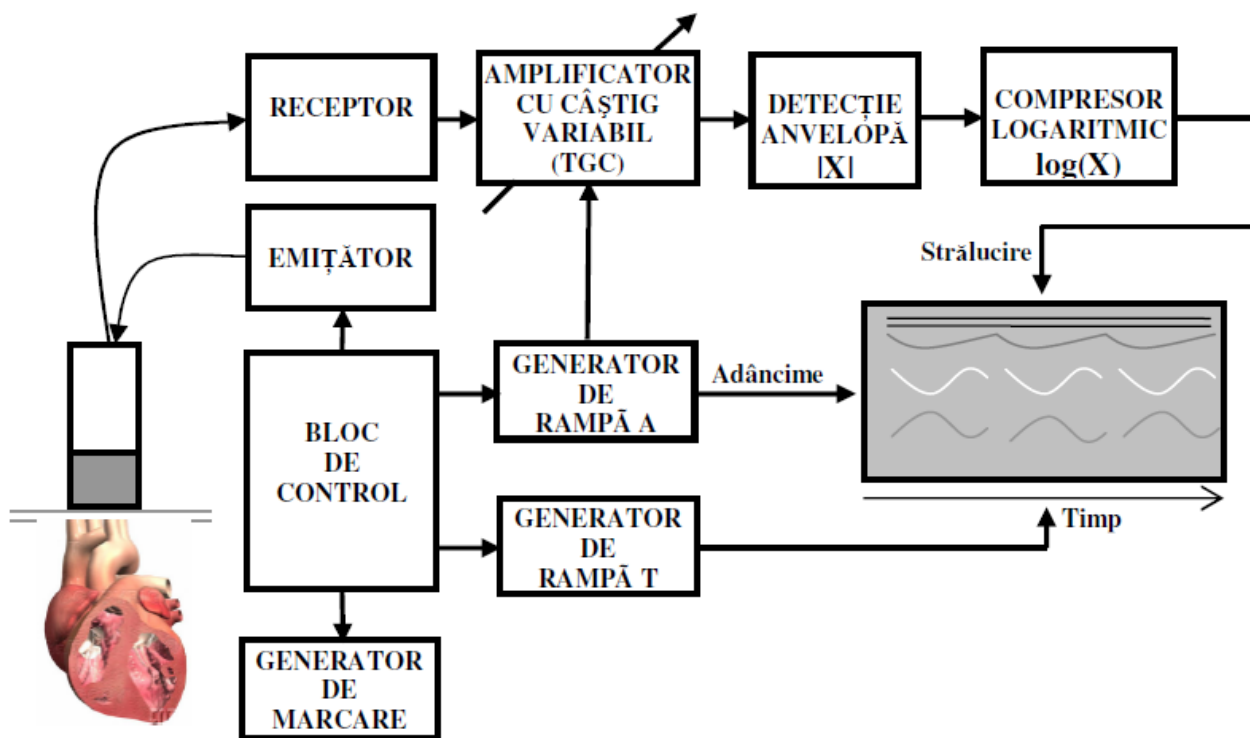


Figura 11.5 Arhitectura unui sistem care operează în Modul M

11.2.3 MODUL B

Un pas semnificativ în evoluția sistemelor imagistice a fost introducerea sistemelor în mod B. În acest mod dispozitivul de afisare reconstituie în două dimensiuni o secțiune în

mediu pe baza ecourilor rezultate din explorarea regiunii respective cu o serie de fascicule ultrasonice generate de către traductor. Fiecare linie din imagine corespunde unei poziții a traductorului. Punctele care dau ecouri sunt marcate prin modularea intensității spotului de unde și numele modului „B” - Brightness = Strălucire. [Wells77] Ceea ce diferențiază sistemele în mod B de cele anterioare este modalitatea de baleiere a regiunii de interes cu ajutorul traductorului. Cronologic au fost adoptate următoarele două soluții:

- manevrarea liberă a traductorului peste regiunea de interes și detectia poziției acestuia
- controlul miscării traductorului peste regiunea de interes.

Sistemul cu brat de scanare – a fost sistemul care a realizat imagini bidimensionale ale structurilor explorate folosind prima soluție, fiind folosit pe scară largă cu începuturi din anii 50 și până în anii 70. Traductorul utilizat era atașat unui brat articulat, ușor manevrabil, care asigură codificarea în coordonate $x(t)$, $y(t)$ a poziției sale și comunicarea informației la display. Manevrarea se făcea manual de către operator iar aparatul memora ecourile rezultate de la fasciculele ultrasonice emise în pozițiile succesive ale traductorului. În acest mod prin alegerea unui set suficient de extins de linii de scanare se putea obține o imagine detaliată a regiunii explorate. De altfel în această perioadă obiectivul scanării era obținerea celei mai bune „fotografii” a regiunii explorate. Deplasarea fiind manuală informațiile necesare construirii unei imagini se acumulau într-un timp relativ lung, de ordinul secundelor. Din acest motiv imaginea obținută era statică.

Baleierea prin controlul miscării a condus la dezvoltarea sistemelor cu scanare liniară la care traductorul execută o mișcare de translație și respectiv a sistemelor cu scanare sectorială la care traductorul execută o mișcare de rotație. În ambele

situatii controlul pozitiei se realiza sincron cu startul unei noi emisii. Sistemele cu scanare liniară afisează un set de linii orizontale dispuse succesiv pe verticala si a caror dimensiune indica adâncimea de scanare.

Din combinarea celor două traiectorii ale traductoarelor au rezultat câteva metode de scanare a caror utilizare a fost dictata de particularitatile zonei investigate.

- scanarea liniară
- este metoda cea mai simplă constând în deplasarea traductorului pe o suprafata plana sau dupa o linie dreaptă - figura 11.6 - a
- scanarea sectorială (unghiulara) – se realizează prin deplasarea traductorului pe un arc de cerc fara translatie - figura 11.6 – b.
- scanarea compusa – corespunde situatiei în care traductorul aflat în translatie executa si o miscare de rotatie în jurul axei sale în fiecare dintre punctele traiectoriei liniare
- scanarea mixtă
- în situatia când traductorul trece succesiv din rotatie în translatie si înapoi în miscare de rotatie - figura 11.6 – d.

Ultimele doua metode au fost impuse de situatiile în care suprafata de scanat era curbă sau circulara.

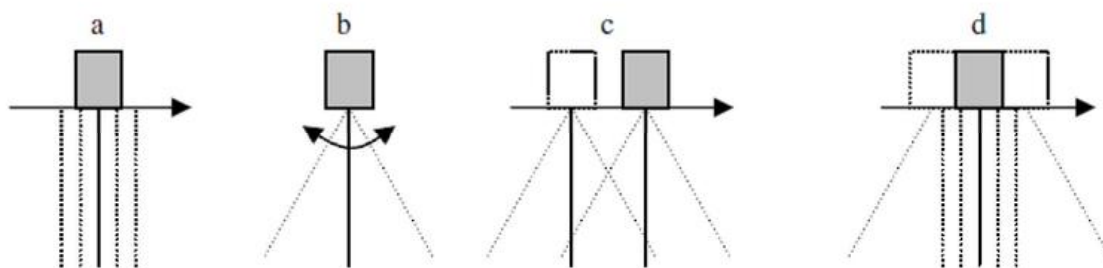


Figura 11.6 Metode de scanare

Sistemul cu scanare sectoriala mecanică

Foloseste un traductor monoelment presupus a avea dimensiuni foarte mici si care este rotit în plan pentru a emite fascicule ultrasonice care vor acoperi un sector

circular. Din punct de vedere constructiv există mai multe posibilitati de implementare a deflexiei mecanice a fasciculului ultrasonic:

- un traductor monoelement este cuplat printr-un mecanism adecvat la un motor de antrenare ;
- traductorul monoelement este fix în focarul unei oglinzi rotite de un motor;
- trei traductoare monoelement plasate la 120° sunt rotite de un motor si sunt comandate

secvential pentru emisie si receptie când trec prin dreptul unei ferestre. Unghiul de deschidere al sectorului este în jur de 90° pentru cardiologie si pentru explorarea cavitatii abdominale sau 360° în cazul explorarii urologice.

În situatia folosirii unui traductor monoelement al carui element sensibil poate fi rotit, aria explorată are o formă sectorială fiind necesară conversia formatului de scanare înaintea afisarii informatiei. Prin conversia formatului informatia corespunzatoare directiilor de scanare este plasată într-o matrice rectangulară astfel încât geometria regiunii investigate sa poata fi afisata fara distorsiuni pe display.

Numarul de linii de scanare depinde de: adâncimea de explorare , viteza de propagare a ultrasunetelor în mediu si de numarul de imagini pe secunda. Apar probleme de executie

datorită prezentei pieselor în miscare si a unui lichid de transmisie pentru cuplarea la mediu.

Electronica aferentă se complică datorită necesitatii conversiei de la coordonatele polare în care se scanează la coordonatele rectangulare necesare pentru afisare. Arhitectura unui astfel de sistem este indicata în figura 11.7.

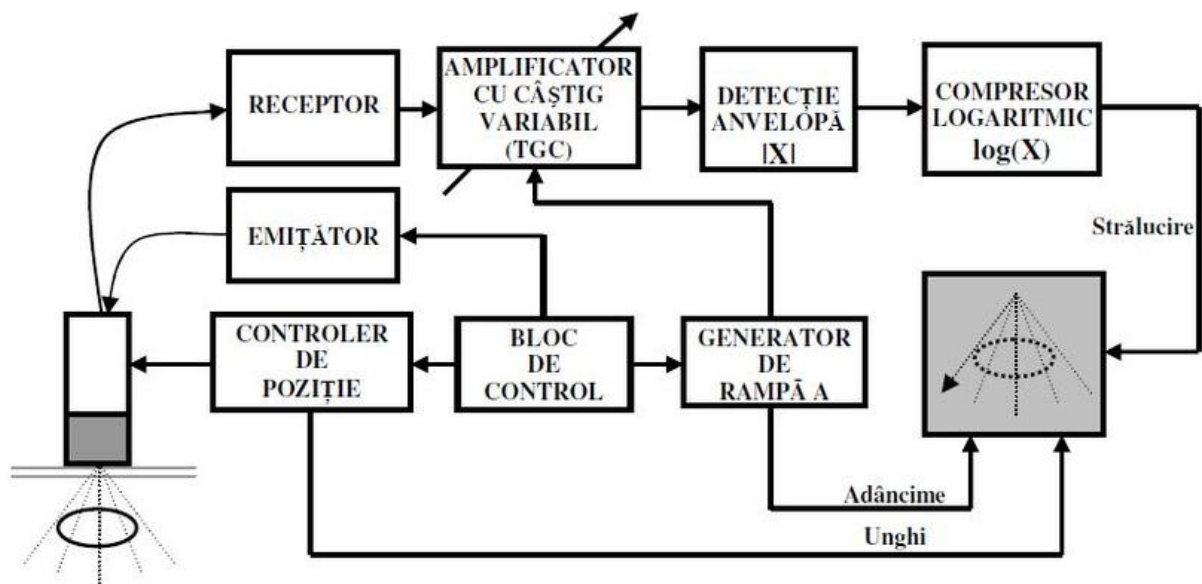


Figura 11.7 Arhitectura sistemului cu scanare sectorială mecanică

Sistem cu traductor multielement liniar.(figura 11.8)

Miscarea de scanare a unui singur traductor după o linie dreaptă poate fi simulată electronic prin utilizarea traductorului multi-element liniar comandat în mod corespunzător. În principiu fiecărui element i se poate asocia o linie de scanare, fiecare element putând fi emitor și receptor, apoi următorul etc. Din motive de focalizare, liniile de scanare se asociază unui grup de elemente comandate într-un mod corespunzător. Rezultatul este o imagine bidimensională care la viteze mari de scanare se obține practic în timp real. Se pot astfel examina și structuri în mișcare.

Un dezavantaj al primelor sisteme imagistice care implementau acest concept era timpul lung de achiziție și neclaritatea imaginii datorată structurilor în mișcare. Tehnologiile de realizare a traductoarelor au cunoscut un ritm susținut de dezvoltare, începând cu anii 80.

Au fost realizate arii liniare și arii fazate cu sute de elemente și frecvențe ridicate de operare.

Introducerea traductoarelor multielement si perfectionarea tehnologiei digitale a permis trecerea la dirijarea si focalizarea electronică a fascicului ultrasonic.

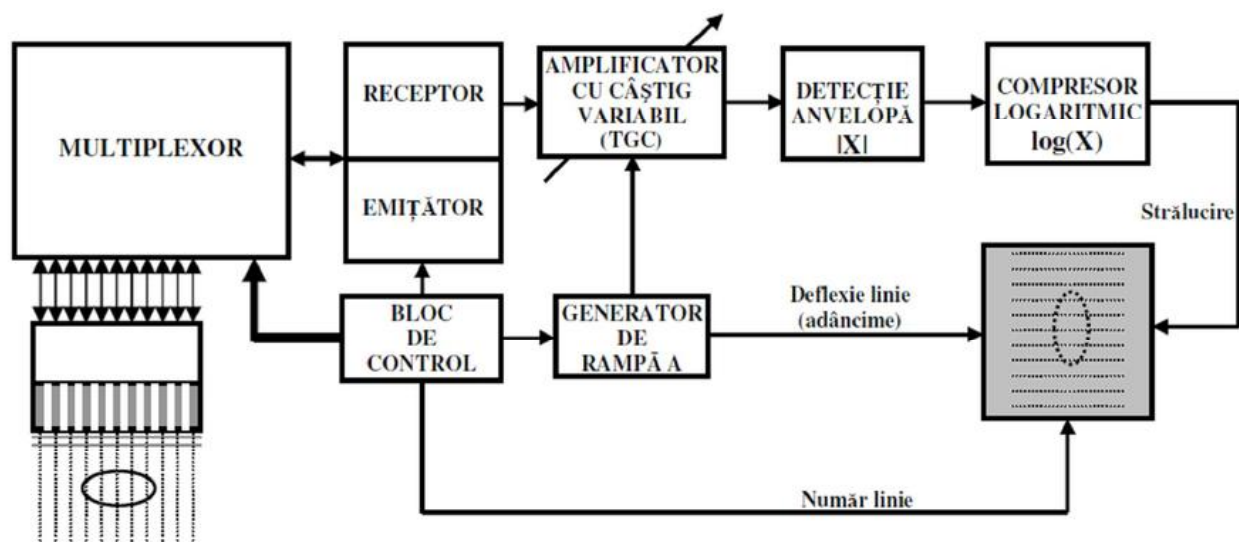


Figura 11.8 Arhitectura sistemului cu traductor multielement liniar Sistemele imagistice moderne operează în modul B în timp real si afisează pe ecran un numar mare de imagini pe secunda.

Informatia corespunzatoare punctelor intermediare dintre directiile de scanare se obtine prin interpolare. Figura 11.9 arata arhitectura unui sistem Mod B în timp real. Scanerile moderne au un anumit numar de canale independente si folosesc traductoare multielement. Se utilizează doua tipuri de astfel de traductoare: arii liniare si arii fazate.

Ariile liniare pot fi plate sau convexe si sunt operate folosind în acelasi timp mai multe canale adiacente atât la emisie cat si la receptie. Rezultatul explorarii este un set de linii paralele care, înaintea afisarii, sunt interpolate în modulul de conversie a formatului de scanare. In ariile fazate toate elementele sunt utilizate împreuna iar dirijarea fascicului se realizeaza prin întârzierea corespunzatoare a semnalelor de excitatie pentru diferite elemente.

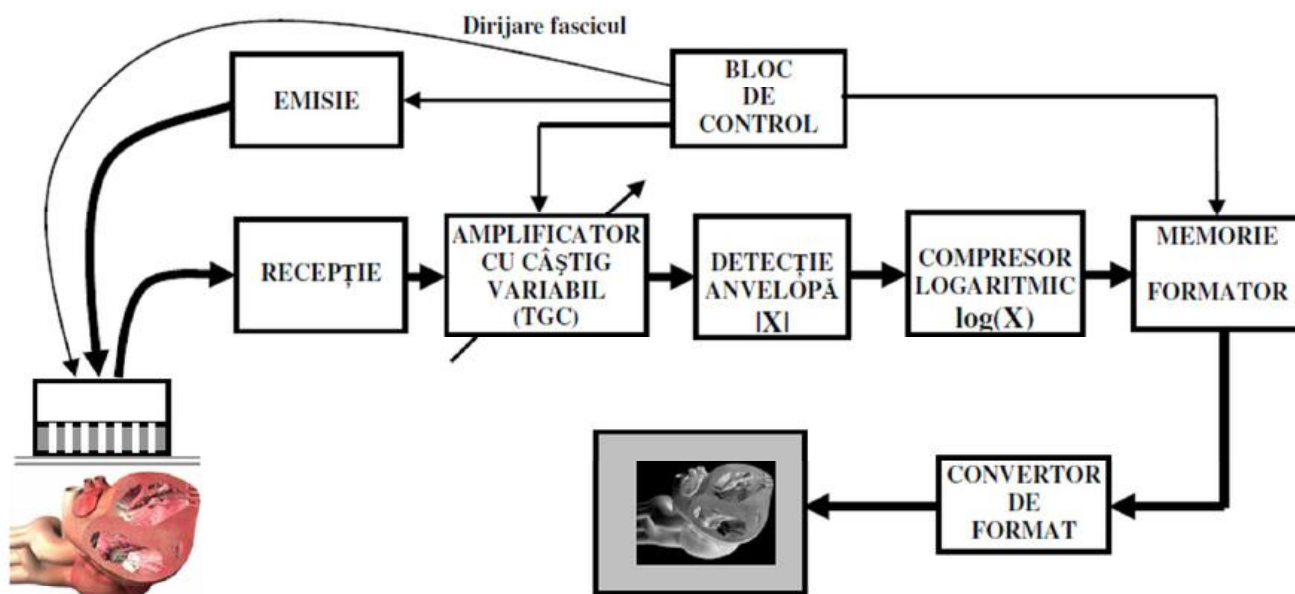


Figura 11.9 Arhitectura unui sistem Mod B în timp real

Figurile 11.10 și 11.11 indică modalitatea de formare a liniei de imagine pentru cele două tipuri de arii de traductoare. Se remarcă simetria întârzierilor în cazul ariilor liniare și faptul că setul de întârzieri rămâne același pentru toate liniile de imagine, modificându-se elementele care participă la formarea liniilor succesive. Practic scanarea se realizează prin înlocuirea unui număr de elemente din apertură activă și se obține o imagine rectangulară alcătuită din linii paralele perpendiculare pe suprafața ariei. Dezavantajul este supradimensionarea ariei pentru a se scana regiuni extinse și necesitatea unei ferestre acustice de dimensiunea ariei. Acest tip de operare este potrivit pentru explorarea abdominală.

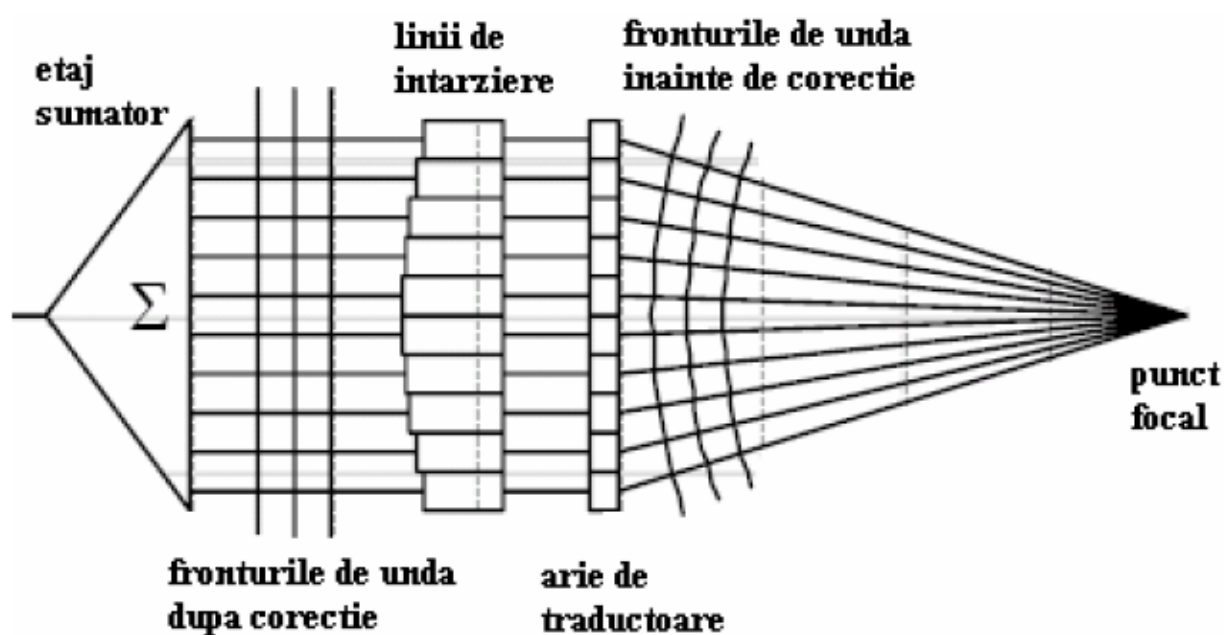


Figura 11.10 Formarea liniei de imagine cu arie liniară

În cazul ariilor fazate setul de întârzieri este univoc definit pentru fiecare linie de imagine care este formată prin aportul tuturor elementelor ariei – fig. 11.11. Se obține o imagine sectorială alcătuită dintr-un set de linii care converg în centrul ariei. Acest mod de operare s-a impus deoarece permite explorarea unor sectoare extinse prin ferestre acustice de dimensiuni mult mai reduse. Un exemplu tipic este explorarea cardiacă prin ferestre acustice relativ reduse din spațiul intercostal.

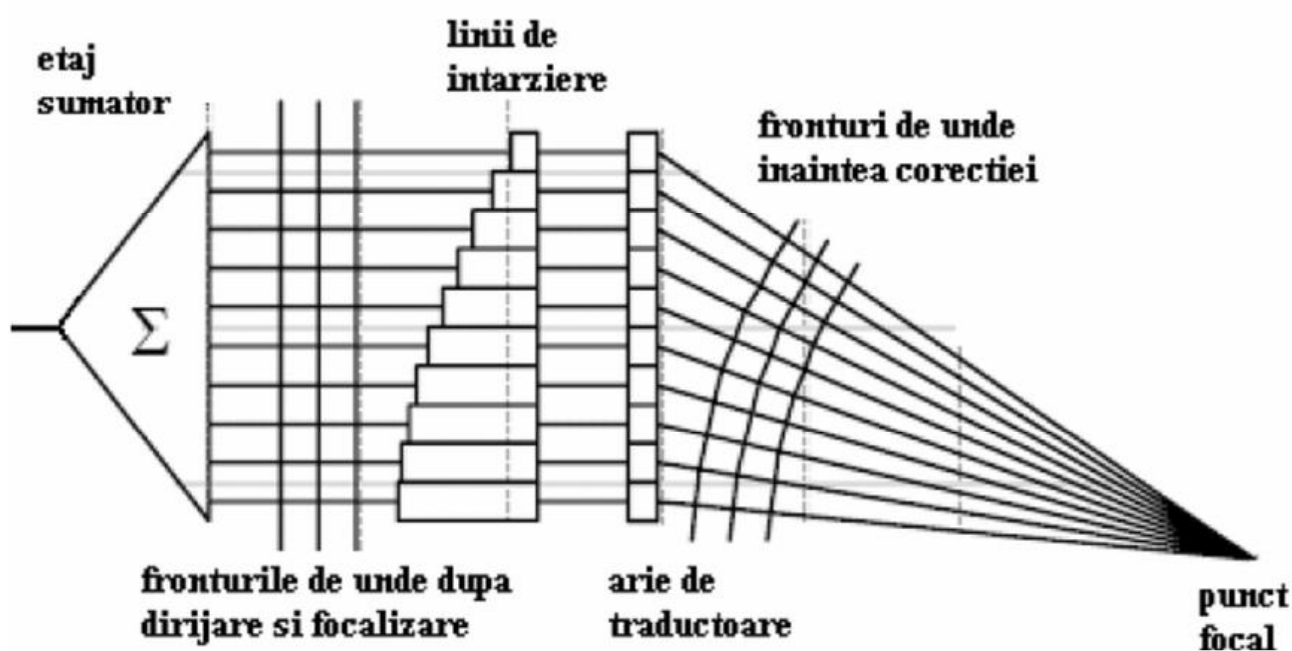


Figura 11.11 Formarea liniei de imagine cu arie fazată

11.3 Ecografia

Ecografia constituie astăzi metoda paraclinică cea mai folosită pentru stabilirea diagnosticului pe baza vizualizării directe a organelor sau țesuturilor investigate. Dezvoltările tehnologice succesive, precum și programele de calcul pentru prelucrarea imaginilor ecografice, au permis ca ecografia să fie o metodă complet inofensivă, mai ales că fenomenul de sumăție nu este prezent.

Principiul fundamental care permite investigarea pe baza US este interpretarea ecourilor care se formează prin reflexia și atenuarea suferite de US la trecerea prin medii cu proprietăți acustice diferite. Mărimea reflexiei respective este proporțională cu diferența dintre impedanțele acustice ale acelor medii.

Dacă în lichide coeficientul de absorbție a US este dat de formula

$$\mu_l = 2\eta \frac{\omega^2}{3\rho c^3},$$

în care η este vâscozitatea lichidului, ω - pulsația US, ρ - densitatea mediului și c - viteza US în mediul respectiv, în cazul țesuturilor vii absorbția depinde aproximativ liniar de frecvență. Atenuarea US cu frecvența se datorează rezonanței moleculare cu țesutul respectiv, creșterii nivelului energetic de translație și vibrație, difracției și fenomenului de cavitație. Cavitația constă într-o concentrare locală, în volume foarte mici, a energiei acustice, datorită existenței unor bule de gaz sau a unor discontinuități în tensiunea superficială a lichidului în contact cu un solid.

În Figura 11.12 este redată schema metodei impulsurilor reflectate (impulsuri-ecou), care constituie principiul de funcționare al ecografelor moderne. E este un emițător de US, GT - generator de tact, FTJ - filtru trece-jos, A - amplificator, PI -

prelucrare de imagini, T - traductor US. În mediul supus investigației, la întâlnirea unei suprafețe de discontinuitate între medii cu impedanțe acustice diferite au loc reflexii și refracții ale undei incidente. O parte a energiei se reflectă înapoi spre traductor, constituind ecoul, iar altă parte se refractă (transmite) spre zone mai profunde. Diagnostigarea ecografică nu este eficientă pentru zonele cu aer (plămân) și cele osoase (cutia craniană), care reflectă aproape total fasciculul incident.

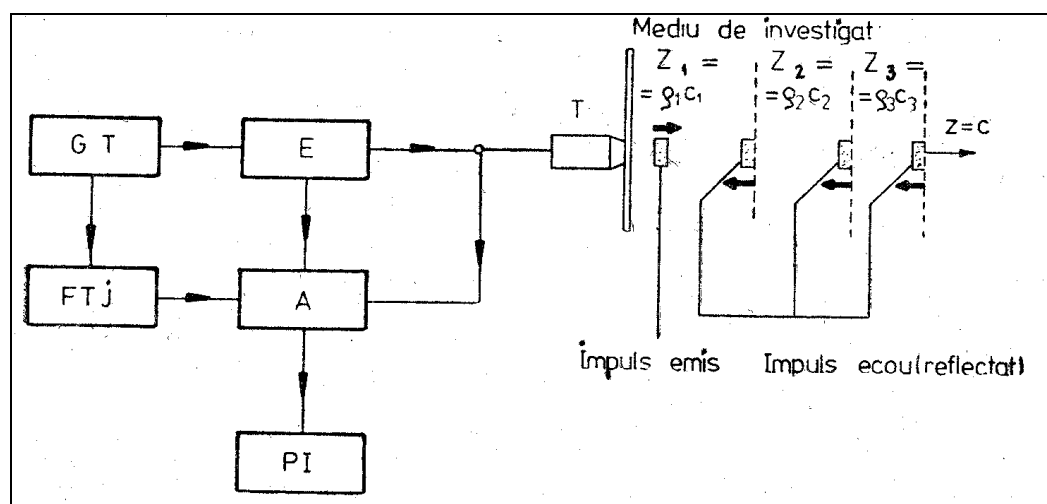


Figura 11.12 Principiul ecografiei (metoda eco-impuls)

Ecografia în impulsuri constă în vizualizarea imaginilor acustice obținute prin detectarea ecoului produs de țesuturi sub acțiunea unui impuls de scurtă durată ($0,2 \dots 2 \mu s$), de frecvență $0,5 \dots 15$ MHz, repetat cu o frecvență de $480 \dots 1200$ Hz pentru a avea imagine stabilă și pentru a urmări mișcarea unor țesuturi sau organe. Impulsurile au putere acustică mică ($0,2 \dots 20$ mW), cu intensitate acustică între $1 \dots 90$ W/cm².

Figura 11.13 prezintă schema bloc a unui ecograf. Pulserul este format din generatorul de impulsuri US și circuitul de control, care determină amplitudinea și frecvența impulsurilor. Receptorul de ecouri reflectate conține un amplificator de

intrare având câștig controlat, circuitul de logaritmare pentru reducerea gamei dinamice și circuite de detecție (ultimele în blocul prelucrărilor analogice). Partea digitală este formată din:

convertorul A/D de mare viteză pe 4-6 biți;

etajul de prelucrări numerice, unde are loc o filtrare digitală;

unitatea rapidă de calcul (URC) are rol de scanconvertor și comandă memoria de date (image); în plus, ea interpolează pixelii lipsă și comandă câștigul amplificatorului.

Blocul de comandă și control, de fapt un calculator de proces, monitorizează funcționarea URC, a pulserului, receptorului, sistemului de poziționare și interfețelor cu echipamentele periferice; el efectuează și analiza imaginilor ecografice, calculând mărimi geometrice ale structurilor de interes.

Sistemul de poziționare asigură baleierea secțiunii analizate, în cazul traductorului sectorial. În fine, circuitul de cuplare cu traductorul permite excitarea acestuia și recepționarea ecourilor.

Figura 11.14 prezintă un ecograf Doppler modern. Semnificația notațiilor este: 1-generator de impulsuri; 2-circuit de întârziere variabilă; 3-generator de semnale în cuadratură; 4-comutator emisie-recepție; 5-circuit de eșantionare / memorare (S&H); 6-filtru trece-jos; 7-convertor A/D; 8-procesor numeric; 9-afișaj; CTA-control în timp al amplificării; ARF-amplificator de radiofrecvență. Generatorul de impulsuri are rol de ceas pentru oscilator și circuitul de întârziere. FTJ cu frecvența de tăiere de 700 kHz fac parte din detectorul de semnal modulat în cuadratură. Filtrele trece-jos (6) permit ascultarea informației Doppler de către utilizatorul ecografului. ARF poate conține și niște filtre trece-sus cu frecvența de tăiere de cca.

100 Hz, pentru a reduce amplitudinea ecourilor provenite de la “obiecte” fixe (pereții vaselor de sânge).

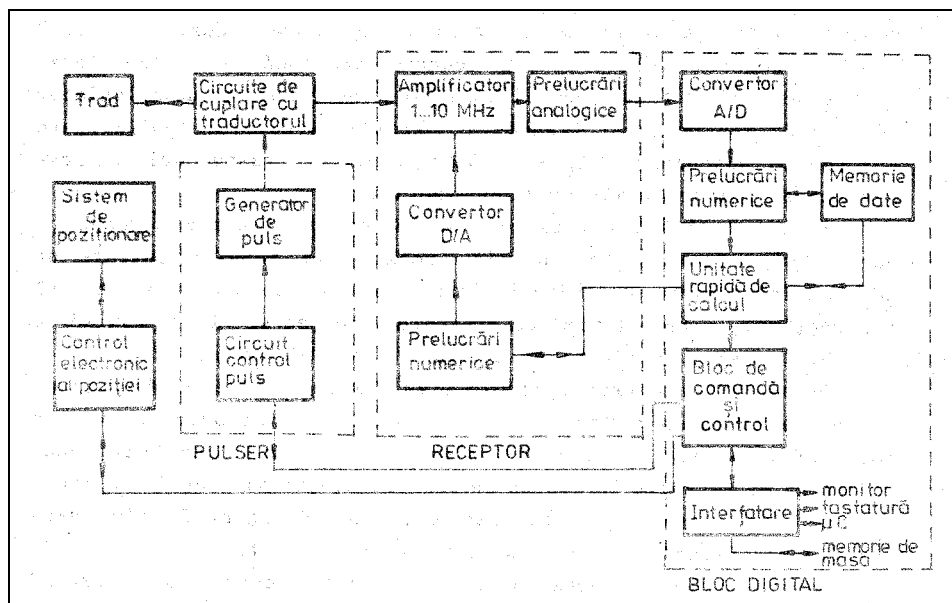


Figura 11.13 Schema bloc a unui ecograf

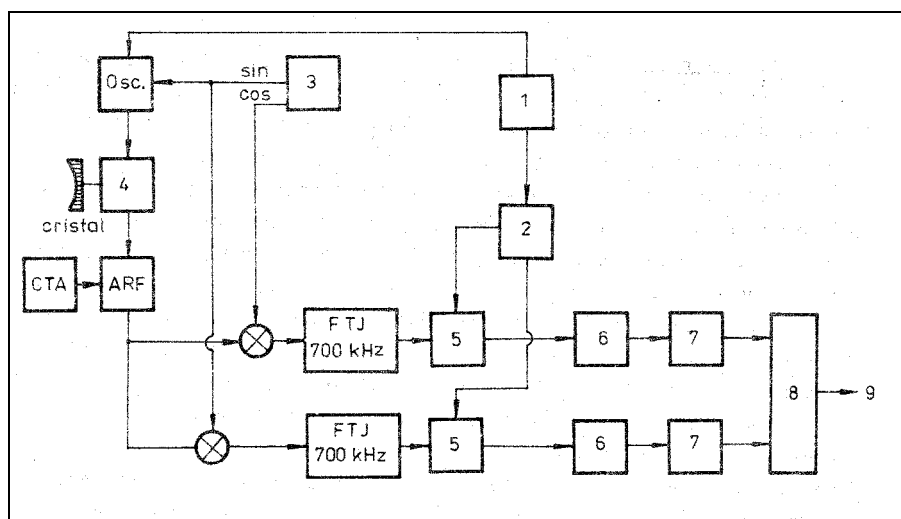


Figura 11.14 Schema bloc a unui ecograf Doppler

11.3.1 Ecoencefalografie

Ecoencefalograful este un dispozitiv ultrasonor care permite investigarea creierului și lucrează în modul A de reprezentare. În Figura 11.15 este prezentată dispunerea a două traductoare US, precum și semnalele aferente ([Car98]). Se emit trenuri de unde US de durată 1 μ s, frecvența fiind de 2...3 MHz și cu o repetiție de 500 de salve pe secundă. Forma semnalelor, vizualizate în timp pe ecranul osciloscopului, depinde de plasarea traductoarelor și de alți factori.

De exemplu, impulsurile din centrul figurii sunt cauzate de reflexii pe ventriculii laterali, al treilea ventricul și pe septum pellucidum. În mod obișnuit, septum este localizat la ± 2 mm de centrul craniului iar ecourile de la el sunt plasate exact între impulsurile de la al treilea ventricul. O deplasare mai mare decât ± 3 mm față de poziția corectă se consideră patologică, indicând o tumoare sau altă leziune. De obicei se fac două determinări ale poziției semnalelor mediane prezentate: una folosind sensul dreapta-stânga a fasciculului US și a doua sensul invers. La o măsurare corectă, pozițiile astfel determinate trebuie să coincidă. Localizarea tumorilor sau leziunilor are loc cu ajutorul scanărilor multiple, sub diferite unghiuri. Semnalele provenite de la tumori solide diferă esențial de cele furnizate de tumori fluide.

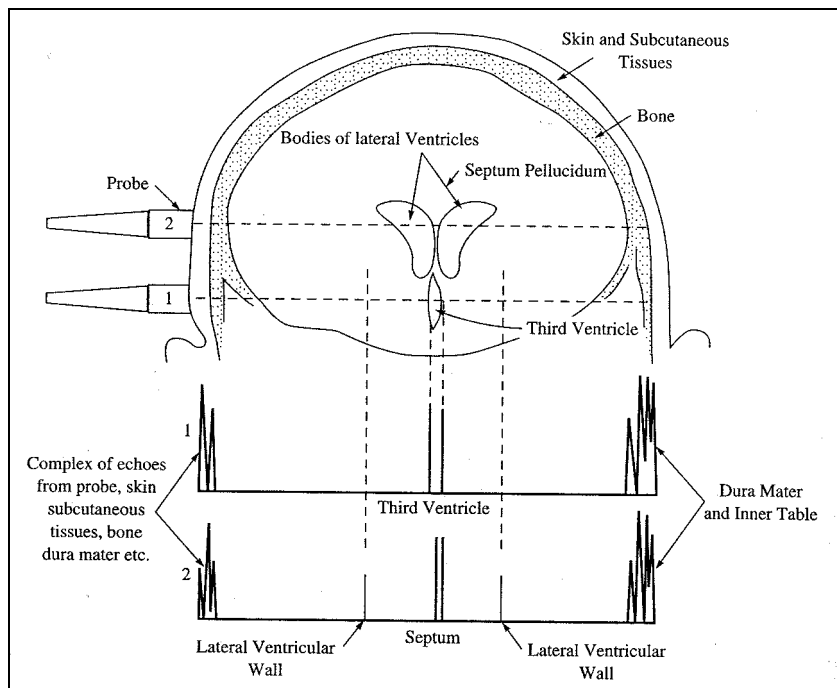


Figura 11.15 Traductoare ecoencefalografice și semnale generate

11.4 Tehnici de masurare cu ultrasunete

11.4.1 Măsurarea vitezei de curgere a fluidelor în organism

Exista doua tipuri generale de detectoare de curgere

a) Măsurarea vitezei sângelui arterial în apropierea suprafeței pielii se realizează folosind un detector transcutanat Doppler (Figura 3.12.). În vecinătatea unei artere periferice se poziționează ansamblul traductor format din două cristale, pentru emisie și recepție, separate cu un material având impedanță acustică mare (mylar). Frecvența de lucru de 10 MHz permite o bună focalizare și o sensibilitate superioară a detectării vitezei, adică ecourile provenind de la țesuturi (structuri fixe) sunt atenuate iar reflexiile de la vasele sanguine (semnalul util) sunt mai puternice.

Mișcarea sângelui produce o deplasare a frecvenței incidente, proporțională cu viteza de curgere, conform efectului Doppler. Experimental se constată o frecvență Doppler de ± 200 Hz față de 10 MHz, corespunzătoare unei viteze de cca. 6 cm/s.

Detectorul compară cele două semnale, de la oscilator și pe cel de la cristalul receptor (amplificat), iar la ieșirea sa se obține deviația de frecvență $\pm \Delta F$. Calea audio, formată dintr-un filtru trece-jos, amplificator de audiofrecvență și căști (difuzor), permite medicului aprecierea vitezei sângelui. O serie de modele conțin un circuit integrator care produce o tensiune de c.c. proporțională cu viteza de curgere.

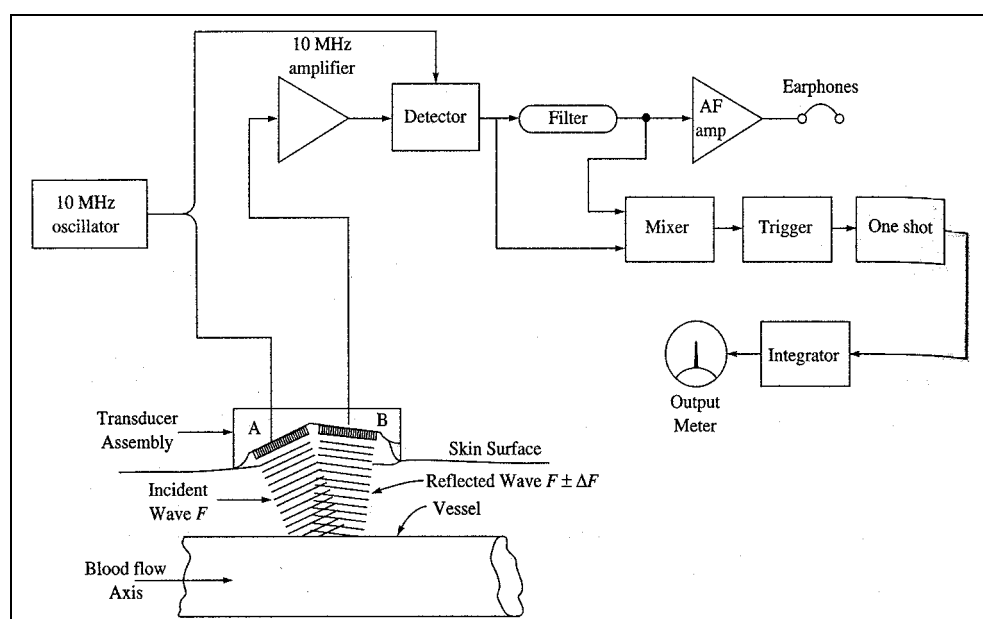


Figura 11.16 Detector Doppler al vitezei de curgere

b) A doua metoda măsoară diferența de viteză dintre ecourile reflectate de cei doi pereți ai vasului sanguin (Figura 11.17).

Acest al doilea tip de detector se numește flow-metru US cu timp de tranzit. Traductorul conține două cristale piezoelectrice, A și B, dispuse sub unghiul θ față

de direcția vasului și situate la o distanță D între ele. Cristalele pot funcționa în ambele regimuri: când se măsoară timpul de tranzit al fascicului inferior, A este emițător și B - receptor. În cazul ecoului produs de peretele superior rolurile se inversează. Cei doi timpi de tranzit sunt măsurați electronic iar diferența lor intră în formula

$$\bar{v} = \frac{c^2 \Delta T}{2 D \cos \theta},$$

în care $\bar{v}$ este viteza medie a fluidului, c este viteza US în mediul respectiv iar ΔT este diferența între cei doi timpi de tranzit. Practic, metoda are o deficiență principală datorită mărimii foarte mici a diferenței ΔT (ns), pentru a cărei măsurare zgomotul și driftul circuitelor electronice analogice devin importante. De aceea, detectoarele bazate pe măsurarea directă a timpului sunt înlocuite cu cele care folosesc detecția de fază.

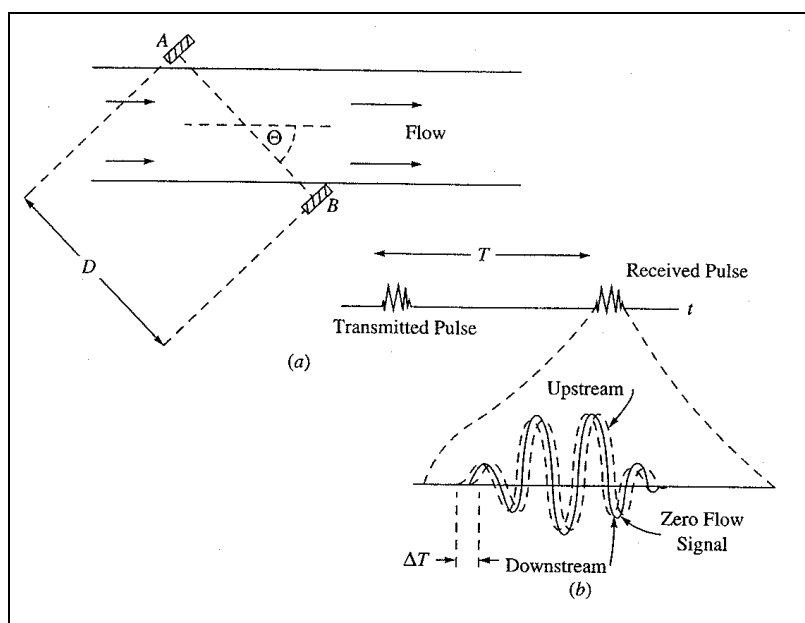


Figura 11.17 Principiul traductorului US cu timp de tranzit

Un alt mod de realizare a unui flowmetru Doppler este redat, ca schemă bloc, în Figura 3.18). Traductorul este alcătuit, în general, din două cristale piezoelectrice: unul emițător pe frecvența f_s și altul receptor, din care rezultă frecvența f_r . Ele sunt dispuse sub unghiurile θ , respectiv φ , față de direcția de curgere. Frecvența Doppler este dată de formula

$$\Delta f = \pm f_s (\cos \theta + \cos \varphi) \frac{v}{c},$$

în care Δf este deviația de frecvență (Hz) iar c este viteza US în fluid (de exemplu sânge). Semnul minus se ia dacă viteza v are sensul înspre fața cristalului iar semnul plus - în caz contrar.

Schema bloc a aparatului (figura b) arată că semnalul provenit de la traductorul receptor, de frecvență $f_r = f_s \pm \Delta f$, este mixat cu f_s într-un mixer / amplificator de radiofrecvență. La ieșirea acestuia un filtru trece bandă selectează doar modulul diferenței $f_s - f_r$. Un detector de trecere prin zero produce impulsuri la fiecare anulare a Δf , care integrate dau o tensiune proporțională cu viteza v . În mod alternativ, un discriminator de frecvență (de exemplu un circuit PLL) poate măsura viteza de repetiție a acestor impulsuri, de asemenea proporțională cu v . În ambele situații se reprezintă viteza medie a curgerii fluidului prin vas (cm/s).

Deoarece diametrul vasului de sânge nu este cunoscut precis, debitele sanguine nu pot fi măsurate cu această metodă. Diametrele pot fi măsurate cu ajutorul sonomicrometrului.

Un detector Doppler de flux sanguin de construcție autohtonă, numit SONOFLUX și realizat la ICE-filiala Cluj-Napoca, este schematizat în Figura 3.15. El măsoară viteza de curgere a sângelui sau de mișcare a inimii. Datorită lucrului pe trei frecvențe emise continuu (2, 4 și 8 MHz), se permite folosirea atât pentru vase de adâncime sau puls fetal, cât și pentru vase superficiale. În plus, pe baza semnului deviației Doppler este afișat și sensul de curgere.

Frecvența de lucru este selectată automat, la conectarea unui anumit traductor, în blocul CSF. Oscilatoarele O_1 , O_2 , O_3 emit frecvențe de patru ori mai mari decât cele de lucru, divizate de formatoarele de semnal (FS), aceasta din considerente de stabilitate a frecvenței. EF este un etaj final pentru excitarea traductorului emițător. Amplificatorul de intrare (ARF) este realizat cu tranzistoare cu efect de câmp, pentru un zgomot minim și dinamică mare. PA1, PA2, A1, A2 sunt respectiv preamplificatoare și amplificatoare de audiofrecvență; FTS1, 2 sunt filtre trece-sus pentru eliminarea ecourilor produse de țesuturi fixe și a semnalului parazit provenit de la traductor (între E și R); K1, K2 sunt comutatoarele filtrelor trece-jos, comandate de circuitul de selecție (CSFTJ); AP este amplificator de putere; AL1, 2 sunt amplificatoare limitatoare iar detecția sensului de curgere se face cu două mixere în cuadratură și cu detecția fazei semnalelor Doppler.

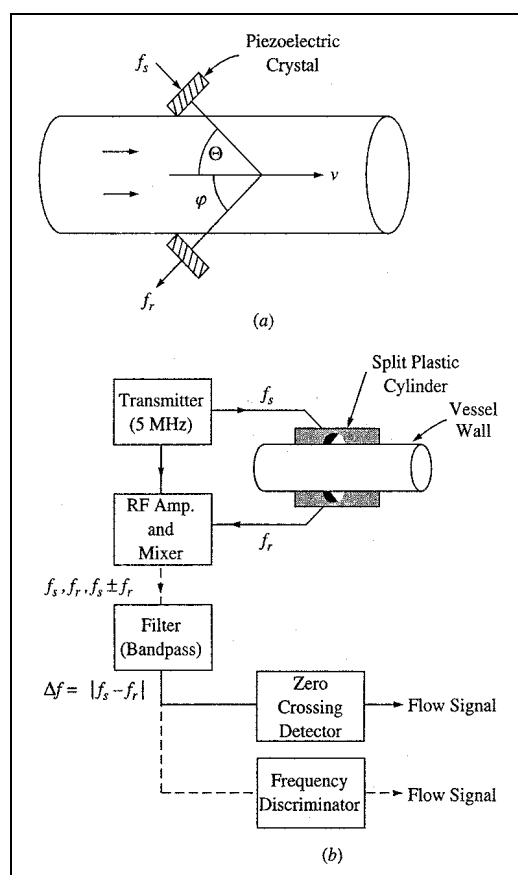


Figura 11.18 Flowmetru Doppler

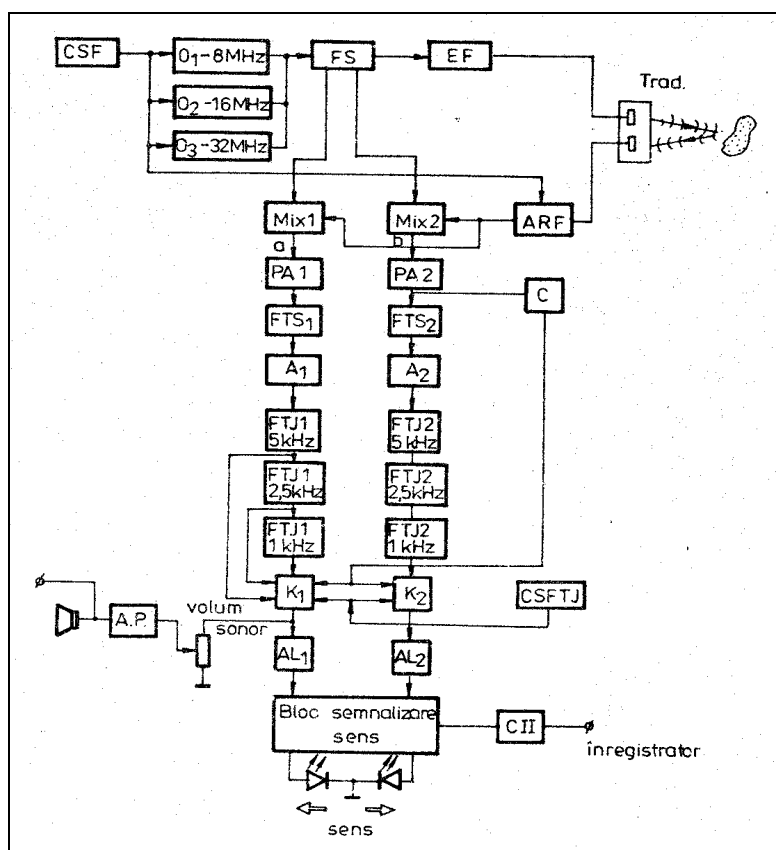


Figura 11.19 Schema bloc a aparatului SONOFLUX

11.4.2 Măsurarea ultrasonică a presiunii sanguine

Ultrasunetele pot folosi și la măsurarea neinvazivă, indirectă, manual sau automat, a presiunii arteriale. În Figura 11.20 ([Car98]) cristalele piezoelectrice sunt plasate între brațul pacientului și un manșon de presiune. Circuitul măsoară frecvența Doppler generată de curgerea sângelui prin artera brahială. Când artera este ocluzată, deviația Doppler este aproape nulă.

În Figura 11.21 se prezintă variația presiunii arteriale în corelație cu ciclul cardiac, precum și semnalele Doppler generate. Când presiunea arterială crește (sistolă) și egalează presiunea manșonului, se generează o deviație Doppler mai mare: Δf este în domeniul 200...500 Hz. Când presiunea arterială scade (diastolă),

artera este obturată și frecvența Doppler are o valoare mică, în domeniul 25...100 Hz. Metoda manșonului implică scăderea presiunii acestuia cu o anumită viteză. Presiunea sistolică este indicată de coincidența temporală aproape perfectă între componentele de înaltă și joasă frecvență ale deviației Doppler. Pe măsură ce presiunea manșonului scade, cele două semnale Doppler se separă în timp. Când se ajunge la presiunea diastolică, semnalul de joasă frecvență aproape coincide cu cel de înaltă frecvență aparținând următorului ciclu cardiac. Semnalele Doppler pot fi auzite într-un difuzor, cu ajutorul unui amplificator audio. Metoda prezentată permite realizarea unei precizii absolute de $\pm 2,5$ mmHg, inclusiv în cazul hipotensivilor, când metoda auscultației are eficiență redusă sau chiar nu poate fi aplicată. Varianta automată a tensiometrului US poate fi utilizată la monitorizarea continuă și neinvazivă a presiunii arteriale, de exemplu în timpul operațiilor chirurgicale. Monitoarele fetale cu US au două funcții de bază: cea de stetoscop electronic, pentru detectarea ritmului cardiac fetal; varianta mai complexă măsoară ECG fetală, folosind electrozi pe scalpul fătului, precum și presiunea lichidului amniotic.

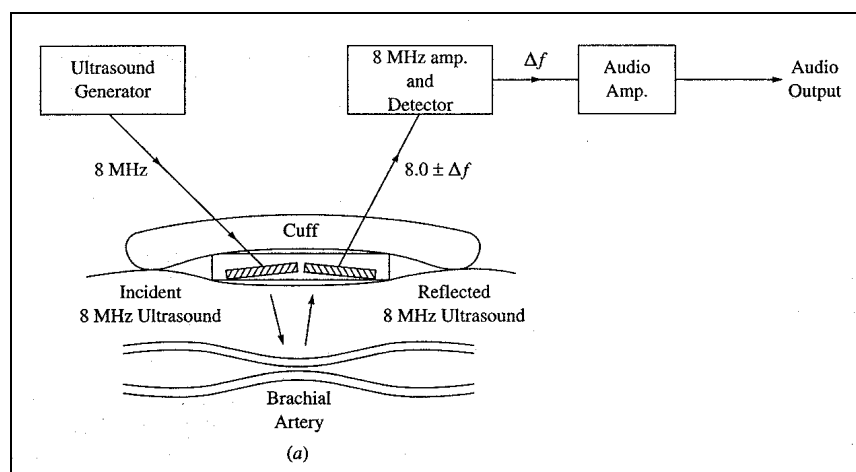


Figura 11.20 Principiul tensiometrului ultrasonor

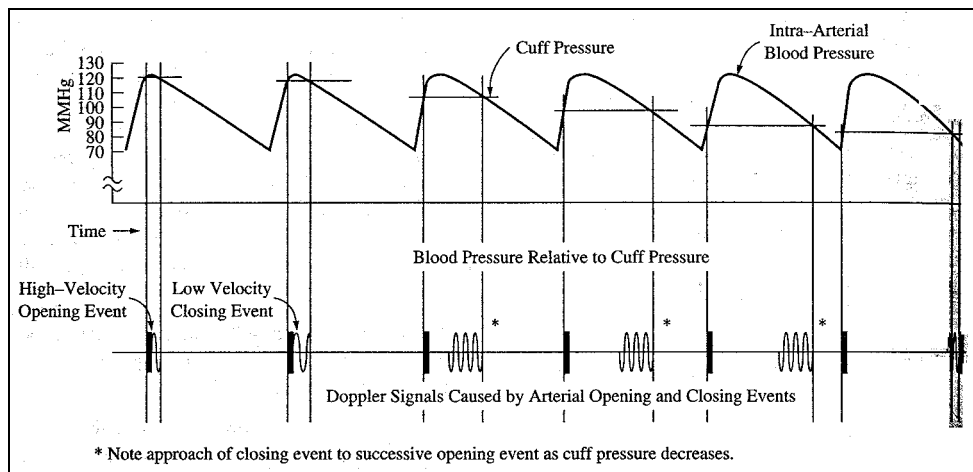


Figura 11.21 Secvența temporală și semnalele Doppler pentru tensiometrul US

11.4.3 Măsurarea neinvazivă a diametrelor arteriale

În unele situații, de exemplu în probleme de hemodinamică, este necesară măsurarea diametrelor diferitelor artere, mai ales al celor paralele cu pielea (carotidă, femorală, brahială sau radială). Astfel, determinarea diametrului vasului și a presiunii arteriale permite calcularea tensiunii peretelui arterial. Elasticitatea peretelui se estimează comparând valorile diametrului și ale tensiunii peretelui în sistolă și diastolă. În plus, știind diametrul vasului de sânge putem calcula debitul sanguin, ca produsul dintre viteza medie de curgere și aria secțiunii transversale (presupusă circulară).

Principiul de măsurare constă în detectarea ecourilor aferente peretelui anterior și celui posterior, precum și din calcularea timpului necesar parcurgerii distanței dintre cei doi pereți. În Figura 11.22 un astfel de sistem și metoda de măsurare sunt supervizate de calculator, care realizează și calibrarea traductorului. Generatorul de semnal este implementat sub forma unei memorii digitale care sintetizează, prin program, forma de undă dorită. Pentru fiecare ciclu de transmisie conținutul memoriei este citit cu o frecvență de eșantionare de 30 MHz și transmis unui convertor D/A foarte rapid. Semnalul analogic amplificat se aplică traductorului US.

Circuitul de recepție (Figura 11.23) preia ecoul și îl transmite unui amplificator de bandă largă (1...10 MHz), pentru a fi afișat pe osciloscop. Un comparator detectează prin amplitudine semnalul ecou, cu ajutorul unui monostabil care înlătură efectul semnalelor parazite.

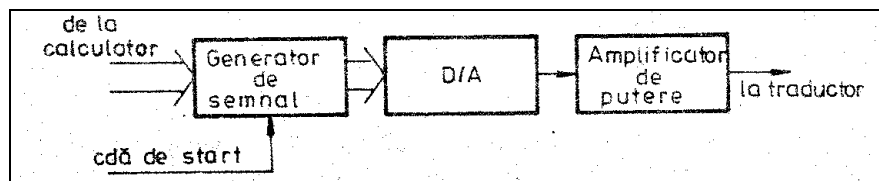


Figura 11.22 Circuitul de emisie a fasciculului US

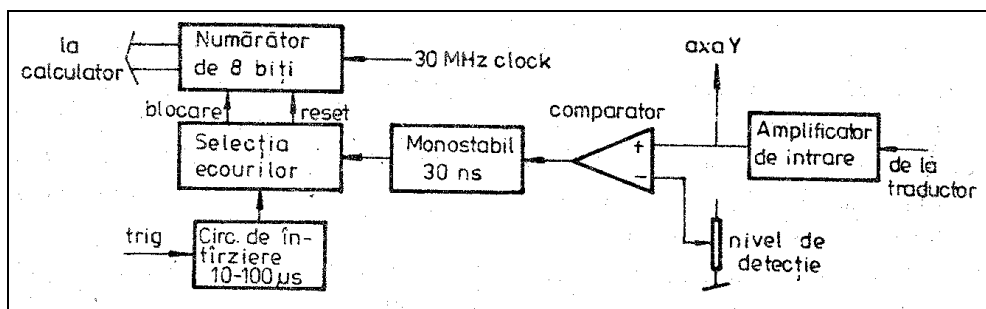


Figura 11.23 Circuitul de recepție

Ecourile sunt alese de operator, care poziționează un marker de timp pe ecranul osciloscopului la o distanță oarecare în interiorul vasului. Astfel se poate măsura timpul dintre ultimul ecou de la peretele anterior și primul ecou de după marker (peretele posterior). Concret, semnalul-ecou anterior markerului resetează un numărator-contor de timp, iar primul semnal ulterior markerului îl blochează. Conținutul număratorului, proporțional cu valoarea diametrului, este citit de calculator. Rezoluția contorului este de 33 ns, ceea ce corespunde unei rezoluții spațiale de 26 μm.

Sonomicrometria permite măsurarea continuă a variației diametrului vascular, “in situ”. Rezoluția obținută este de 10μm, pentru diametre de până la 1 mm.

11.5 Terapie cu ultrasunete

Aparatele de terapie cu US se bazează pe generatoare de înaltă frecvență (800...1000 kHz), cu puteri în domeniul 0,05...30 W. Traductorul (“capul sonic”) transformă energia electrică US în energie mecanică US, prin efect piezoelectric invers. Efectele US asupra organismului uman sunt termice și mecanice. Dacă se dorește în principal activarea mecanică, impulsurile US trebuie să aibă un factor de umplere de 0,1...0,25, aceasta pentru micșorarea efectelor termice. Acțiunea terapeutică constă în activarea circulației sanguine (hipertermie), calmarea durerii, reducerea inflamațiilor etc. Încălzirea cea mai pronunțată, efect al absorbției puternice, are loc în oase.

În Figura 11.24 se prezintă un aparat de construcție indigenă (ICE Cluj-Napoca). Semnificația notațiilor este: O-oscilator cu cuarț; ES-etaj separator; M-modulator; RL-selectare regim de lucru; GSM-generator de semnal modulator; PF-etaj prefinal; EF-etaj final; SP-semnalizare și protecții; ASP-afișaj putere US; T-traductor US; RP-reglaj al puterii; PDT / TDT-programare / temporizare durată tratament; ASD-afișaj durată tratament; SA-sursă alimentare.

Etajul separator (ES), realizat cu optocuplor, are rolul de a micșora influența sarcinii (T) asupra oscilatorului. Există două regimuri de lucru: un regim de emisie continuă a US și un regim în impulsuri. Frecvența de modulare pentru regimul intermitent este de 50 Hz. Durata tratamentului se programează cu un comutator decadic montat pe panou. La terminarea timpului de tratament etajul final este blocat. Reglajul puterii US se efectuează cu un potențiomtru dispus pe panou. Cuplajul corect între traductor și pielea pacientului, ceea ce înseamnă folosirea a peste 50% din suprafața traductorului, este semnalizat măsurând defazajul dintre curentul și tensiunea aplicate capului sonic. La un cuplaj foarte bun acest defazaj este de cca. 240°, iar la scăderea calității cuplajului defazajul crește la 270÷280°. În

acest ultim caz ceasul de tratament poate întrerupe emisia US. Puterea maximă emisă este de 13 W, rezultând o intensitate medie de până la 2 W/cm².

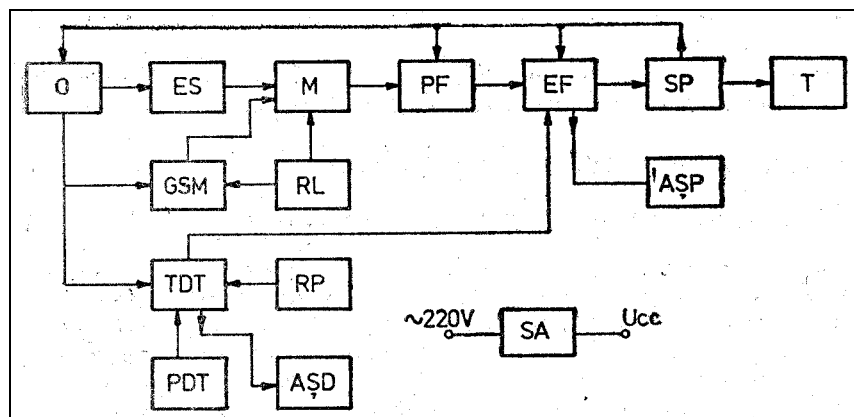


Figura 11.24 Schema bloc a aparatului

Cap.12 TEHNICI DE INVESTIGAȚIE PRIN TOMOGRAFIE COMPUTERIZATA

Echipamentele de vizualizare folosite pentru diagnostic medical au cunoscut în ultimele decenii o dezvoltare spectaculoasă. Ecografia prin ultrasunete, scintigrafia și, în special, tomografia computerizată (cu raze X, ultrasunete sau rezonanță magnetică nucleară - RMN) sunt tot atâtea realizări științifico-tehnice remarcabile, în care sunt înglobate teorii, principii și tehnologii din domenii diverse ale cunoașterii umane: matematica, fizica, informatica, electronica, automatica și calculatoare, mecanica fină ș.a. La rândul lor, aceste tehnici de vizualizare au determinat dezvoltarea unor noi metode de prelucrare a informației imagistice, cum sunt metodele de reconstrucție digitală din proiecții, utile - ca instrument de cercetare - și în alte aplicații ale prelucrărilor de imagini și recunoașterii formelor.

În principiu, tomografia se referă la vizualizarea unei secțiuni foarte subțiri dintr-un corp tridimensional. Spre deosebire de radiologia obișnuită, tomografia permite, cu ajutorul prelucrării digitale a semnalelor electrice transformate în imagini, o rezoluție spațială și în amplitudine mult superioară. În plus, nu există semnale false și parazite din partea zonelor adiacente celei investigate, ceea ce conduce la o acuratețe deosebită a imaginii obținute.

Cronologic, tomografia Roentgen a fost primul sistem de vizualizare în care prelucrările de semnal esențiale sunt complet digitale. Ea se aplică mai ales la reprezentarea corpurilor moi (creier, organe interne) și oferă o cantitate de informații net superioară celei aferente radiologiei clasice. Folosirea ultrasunetelor în tomografie conduce la obținerea, cu sau fără reconstrucție numerică, a unor imagini comparabile calitativ cu cele din cazul tomografiei cu raze X sau cu RMN,

aceasta la costuri mult mai reduse. Metoda se foloseste mai ales la explorarea organelor abdominale si în ginecologie.

Principial diferita de primele doua metode, tomografia cu RMN (TRMN) este azi cea mai valoroasa tehnica de vizualizare în medicina, întrucât imaginile se obtin pornind de la detectarea proprietatilor intrinseci ale tesuturilor si organelor investigate, sub actiunea unor impulsuri de înalta frecventa si a unui câmp magnetic foarte intens.

În Tabelul 12.1 sunt sintetizate caracteristicile metodelor de tomografie computerizata.

Tabelul 12.1 Caracteristicile metodelor de tomografie computerizata

Caracteristici	Roentgen	Ultrasunete	RMN
Radiatia	Raze X (50 - 150 keV)	Ultrasunete (2 - 10 MHz)	Înaltă frecventa (10-80 MHz)
Emitator	Tub raze X, P = 40 kW	Traductor piezoelectric	Emitator ÎF cu bobina
Detector	Cristal de scintilatii sau detector cu gaz	Traductor piezoelectric	Receptor ÎF cu bobina
Actiunea radiatiei	Absorbtie si dispersie în tesuturi	Reflexie pe suprafata de discontinuitate	Absorbtie si dispersie în tesuturi
Marimea reprezentata	Coeficient de absorbtie Roentgen	Impedanta acustica	Densitate de protoni si timpi de relaxare (inductie nucleara libera)

Reconstructia imaginii	Convolutie si retroproiectie	Masurarea timpului parcurs, convolutie cu retroproiectie	Convolutie si retroproiectie
Utilizare tipica	Parti moi din creier, torace, abdomen, extremitati	Parti moi din abdomen superior, ginecologie, mamografie	Parti moi din întregul corp
Probleme	Rezolutie limitata de doza de radiatie si marimea detectorilor	Perturbatii de faza, focalizare, umbriri	Rezolutie limitata de sensibilitate, timp mare de masura

Principalele avantaje ale TRMN sunt:

- datorita energiilor reduse folosite, metoda este complet neinvaziva si poate fi aplicata în aproape toate domeniile medicinei;
- rezolutia imaginilor este foarte buna, permitând delimitarea exacta a organelor interne sau a tumorilor; informatiile referitoare la distributia nucleelor de H_2 în corp confera metodei maxima precizie amintita;
- permite analiza neinvaziva a modificarilor patologice ale tesuturilor, deci este o metoda de diagnostic precoce a tumorilor;
- permite investigarea metabolismului celular prin analize chimice neinvazive
- în particular, permite investigatii cardiace în timp real si determinarea locala a debitelor sanguine oriunde în corp;
- microscopia RMN la nivel celular sau subcelular este deja o realitate.

12.1 Tomografia Roentgen computerizata

Spre deosebire de radiografia clasica, în care structurile interne sunt proiectate în planul imaginii, rezultând adesea artefacte, în tomografia Roentgen computerizata (TRC) explorarea se face cu un fascicul foarte îngust iar imaginea se formeaza în planul sectionat de respectivul fascicul.

Principiul metodei consta în masurarea coeficientului de absorbtie globala pe diferite trasee în planul sectiunii investigate. Fasciculul de raze X, având în sectiune câtiva milimetri patrati, exploreaza prin translatii si rotatii zona dorita. La receptie, dupa strabaterea corpului, raza atenuata este captata de un detector de intensitate (cu gaz sau cristal de scintilatii) care produce un semnal proportional cu fluxul energetic emergent. Ansamblul emitator-detector executa explorari paralele în planul sectiunii, dupa care este rotit cu unghiul φ si are loc o noua baleiere. Toate aceste operatii sunt comandate de calculator. Performantele actuale ale TRC permit obtinerea imaginii în câteva secunde / sectiune, cu o rezolutie spatiala si de contrast (scala de gri) de minim 10 ori mai mare decât în radiologia clasica.

În Figura 12.1 se arata modul de explorare în TRC. Matricea ($N \times N$) de reprezentare se refera la planul (xOy) iar ansamblul sursa-detector este urmarit în coordonatele (ξ, η) . Fasciculul se afla în planul sectiunii S , paralel cu axa ξ la ordonata η . Fiecare pixel al matricei este caracterizat de un coeficient de absorbtie locala, $\mu(x, y)$. De exemplu, considerând scara EMI (-500...+500) aerul are un coeficient de -500 iar oasele +500. În esenta, TRC transforma cu ajutorul unor convertoare analog-numerice harta acestor coeficienti, pentru sectiunea S , în pixeli de imagine. Semnificatia este similara ca în radiologie: tesuturile puternic absorbante (oasele) apar luminoase iar cele penetrabile sunt redade cu tonuri mai închise. TRC are posibilitatea redarii imaginii si în pseudo-color, adica se face transformarea nivel de gri – nuanta de culoare. În acest mod se pun în evidenta mai clar anumite zone de gri greu perceptibile ochiului.

Teoretic, problema esentiala este calculul si interpretarea coeficientilor de atenuare locala. Astfel, daca fasciculul strabate un mediu neomogen având coeficientul μ pe lungimea l , valoarea acestuia se afla folosind formula

$$\int_0^l \mu \cdot dl = \ln \frac{I(0)}{I(l)}$$

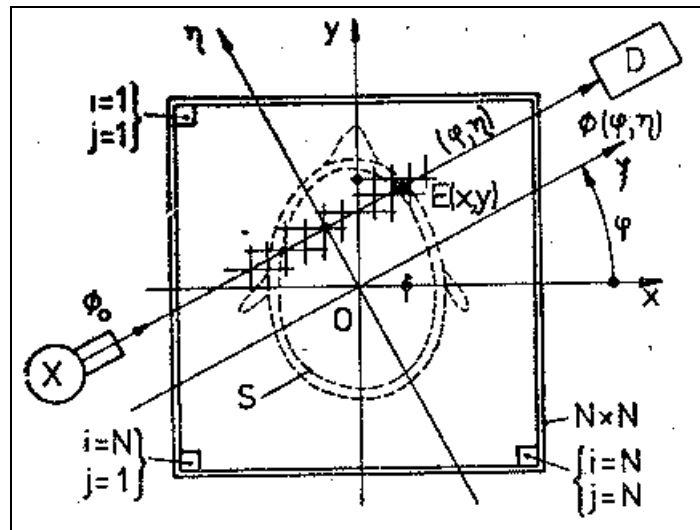


Figura 12.1 Modul de explorare în tomografia Roentgen

Pentru notațiile din Figura 12.1 expresia de mai sus devine

$$\int \mu(\xi, \eta) \cdot d\xi = \ln \frac{I(0)}{I(\varphi, \eta)}$$

Notăm cu μ_{ij} coeficientul de absorbție aferent elementului (pixelului) E_{ij} , unde $i, j = 1, \dots, N$ și cu $a_{ij}(\varphi, \eta)$ lungimea echivalentă parcursă de spotul explorator, calculată o singură dată și memorată. Se obține astfel ecuația cu necunoscutele μ_{ij} de forma

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \mu_{ij} \cdot a_{ij}(\varphi, \eta) = \ln \frac{I(0)}{I(\varphi, \eta)} = F(\varphi, \eta)$$

Marimea $F(\varphi, \eta)$ este proiectia coeficientului de absorbtie si se calculeaza experimental. Numarul coeficientilor necunoscuti este practic mult mai mic decât N^2 (asa cum ar rezulta din ecuatie), deoarece lungimile a_{ij} sunt nenule doar pe suprafata S . Efortul de calcul necesar rezolvarii sistemului de N^2 ecuatii ce expliciteaza coeficientii μ_{ij} se reduce semnificativ folosind metode algebrice iterative care dau solutii aproximative. În esenta, aceste metode urmaresc alcatuirea unui tabel μ_{ij} pentru care diferentele

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \mu_{ij} \cdot a_{ij}(\varphi, \eta) - F(\varphi, \eta)$$

sa fie neglijabile în toate ecuatiile. În afara de erorile de trunchiere, metodele algebrice iterative necesita un efort de calcul semnificativ. Alta metoda, care înlatura neajunsurile mentionate anterior, foloseste Transformata Fourier Rapida (TFR), directa si inversa. În acest mod afisarea imaginii tomografice are loc imediat dupa ultima scanare.

Calitatea imaginii tomografice depinde de rezolutia spatiala, viteza scanarii (rezolutia temporala), detectarea contrastelor scazute, focalizarea fasciculului emergent, prezenta zgomotelor (la nivelul detectorului si al sistemului), eficienta dozei de radiatii si de înlaturarea artefactelor.

Parametrii esentiali care descriu un sistem TRC sunt: timpul de scanare (1...6 sec); timpul de reconstructie a imaginii (1...10 sec); câmpul scanarii (dimensiunea obiectului analizat, vazuta de detector: 40...50 cm); grosimea sectiunilor (1...10 mm); rezolutie spatiala (0,5...1 mm); timp de expunere la radiatii (3...8 min).

12.2 Tomografia computerizata cu ultrasunete

Diagnosticul medical pe baza ultrasunetelor se bazeaza în general pe tehnica impulsurilor reflectate de discontinuitatile dintre diferite parti ale corpului. Impulsurile de înalta frecventa ($2\div 10$ Mhz) sunt convertite de catre un traductor piezoelectric în oscilatii mecanice care se propaga în mediul investigat, sub forma unui fascicul îngust. La întâlnirea unei discontinuitati a impendantei acustice Z , o parte a energiei ultrasonore se reflecta spre traductor (impuls-ecou), care le transforma în semnal electric ce va forma imaginea. Alta parte se refracta (transmite) pe discontinuitate spre zone profunde (Figura 3.8 din capitolul anterior).

La vizualizarea în modul B are loc explorarea în planul sectiunii investigate iar ecourile obtinute realizeaza modulatia de tip Z a stralucirii spotului pe ecranul monitorului TV. Pentru obtinerea imaginii 2D de puncte modulate în stralucire (imagine B - "brightness"), trebuie sa existe o corelatie între pozitia instantanee a traductorului si pozitia similara a spotului luminos pe ecran. Pentru modul B de vizualizare exista diferite mecanisme de explorare:

- paralela, cu traductor multielement format din 120 de elemente piezoelectrice excitate defazat, succesiv;
- sectoriala, cu traductor rotit automat, unde fasciculul ultrasonor baleiaza o forma de sector de cerc;
- compusa, în care sunt posibile diverse traiectorii de explorare.

Performantele principale ale unui tomograf cu ultrasunete sunt urmatoarele:

rezolutia fizica pe directia de baleiere este data de latimea fasciculului ultrasonor, colimat la 2...6 mm; rezolutia pe rândul baleiat creste la 1 mm pentru durata impulsului de cca. 1 μ s;

rezolutia grafica atinge astazi valori de pâna la 512 x 512 pixeli, suficienta pentru o buna detaliere a câmpului explorat;

impulsurile - ecou au o frecventa de 2...5 kHz, care este limitata superior de timpii de propagare prin tesuturi; aceasta frecventa este suficienta pentru obtinerea celor 20 ... 30 imagini/sec. necesare standardelor TV;

cele mai noi echipamente includ programe de prelucrari digitale de imagini (filtrari, îmbunatatiri de contrast, accentuari si detectii de muchii, algoritmi de reconstructie de imagini etc.).

12.3 Tomografia computerizata cu rezonanta magnetica nucleara

12.3.1 Principiul obtinerii imaginilor prin RMN

Folosirea fenomenului de rezonanta magnetica nucleara în aplicatii medicale, pe principiile actuale de obtinere a imaginilor tomografice, se datoreaza biochimistului P.C. Lauterbur si fizicianului J. Mansfield (1973). Rezultatul practic este dezvoltarea tomografiei computerizate, metoda de diagnostic medical complet neinvaziva, caci nu se bazeaza pe radiatiile aferente radiologiei sau altor metode de investigatie.

Baza fizica a rezonantei magnetice nucleare (RMN) este magnetismul nuclear, caracterizat de momentul unghiular (de spin) si de momentul magnetic, μ [Gli88]. La actiunea unui câmp magnetic extern static B_0 vectorii moment magnetic încearca sa se alinieze directiei acestuia, dupa unghiul θ (Figura 12.2). Protonul, care abunda în organisme vii, se afla în doua stari energetice de baza: spin-sus (paralel) si spin-jos (antiparalel), carora le corespund energiile joasa (E_1), respectiv înalta (E_2). Diferenta ΔE este proportionala cu valoarea lui B_0 . Amintim aici ca numarul de stari posibile ale nucleelor este de $(2I+1)$, unde I este momentul unghiular intrinsec (sau spinul, $\frac{1}{2}$ pentru proton).

Prin analogie cu miscarea de precesie a unui titirez în jurul axei verticale de simetrie, sub actiunea cuplului format din câmpul gravitacional si momentul sau cinetic, tot asa protonul executa precesie datorita cuplului creat de momentul magnetic de spin si câmpul magnetic exterior. Frecventa precesiei depinde de tipul nucleului si de intensitatea lui B_0 . La scara macroscopica, numarul suplimentar de nuclee aflate pe nivel energetic scazut (E_1) determina aparitia unei magnetizari longitudinale (M_z), orientata pe directia si sensul câmpului extern B_0 , marime care este folosita pentru inducerea semnalului de RMN în bobina receptorului tomografului.

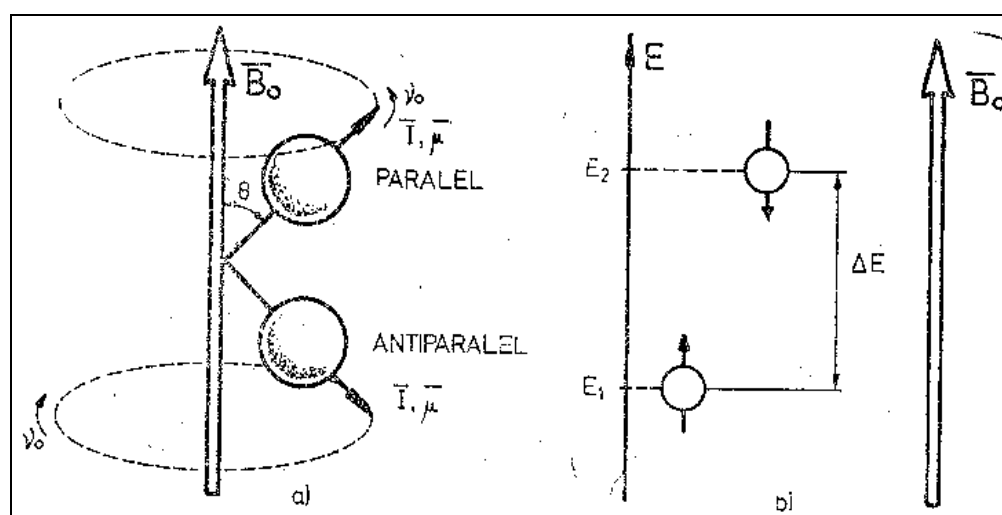


Figura 12.2 Starile nucleelor în câmp magnetic

Rezonanta magnetica nucleara. În mod normal, nucleele sunt în echilibru termic, adica numarul de tranzitii din E_1 în E_2 (tranzitii directe) egaleaza numarul tranzitiilor inverse. Acum nu se genereaza semnal detectabil. Producerea tranzitiilor directe poate fi facuta si extern, prin absorbtia radiatiei electromagnetice în impulsuri.

"Rezonanta" între frecventa câmpului de RF extern si frecventa precesiei este descrisa de formula

$$\Delta E = h f_0 ,$$

unde h este constanta lui Planck iar f_0 este frecventa de precesie nucleara în jurul lui B_0 (frecventa Larmour). Conditia de rezonanta de mai sus se mai scrie

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0,$$

în care γ este raportul giromagnetic, o constanta de material. Deci, RMN apare sub actiunea unei energii de RF având frecventa Larmour, care produce trecerea momentelor magnetice din starea paralela (energie joasa) în cea antiparalela (energie înalta). De exemplu, în cazul protonului (nucleului de hidrogen), pentru $B_0 = 1,4 \text{ T}$ rezulta $f_0 = 60 \text{ MHz}$. Directia câmpului de RF în impulsuri, notat B_1 , trebuie sa fie perpendiculara pe directia câmpului permanent B_0 . La egalitatea între numarul momentelor magnetice pe cele doua stari energetice magnetizarea M_z dispare (Figura 12.3, a), ramânând doar componenta în planul xoy, numita magnetizare transversala (M_{xy}). Câmpul B_1 , vector ce se rotește sincron cu precesia nucleelor la rezonanta, produce M_{xy} . Acelasi câmp de RF în impulsuri determina rotatia lui M_z în jurul sau (Figura 12.3, b).

Figura 12.4 reda schematic principiul instalatiei de RMN, în care apar impulsul excitator de RF si semnalul-raspuns indus în bobina, numit semnal de inductie nucleara libera (SINL sau FID -Free Induction Decay). Impulsul de RF ce rotește magnetizatia cu 90° se numeste "impuls de 90° " si are ca efect oscilatia lui M_{xy} cu frecventa f_0 . La încetarea excitatiei (B_1) magnetizatia precesioneaza în jurul lui B_0 (precesie libera), M_{xy} se reduce pâna la disparitie iar M_z creste. M_{xy} induce în bobina-detector o tensiune alternativa de frecventa f_0 , a carei amplitudine initiala este proportionala cu M_{xy} , care depinde proportional de densitatea volumica de nuclee excitate. Acesta este semnalul INL (Figura 12.5). Diferentele dintre densitatile protonilor vor fi transformate în imagini RMN.

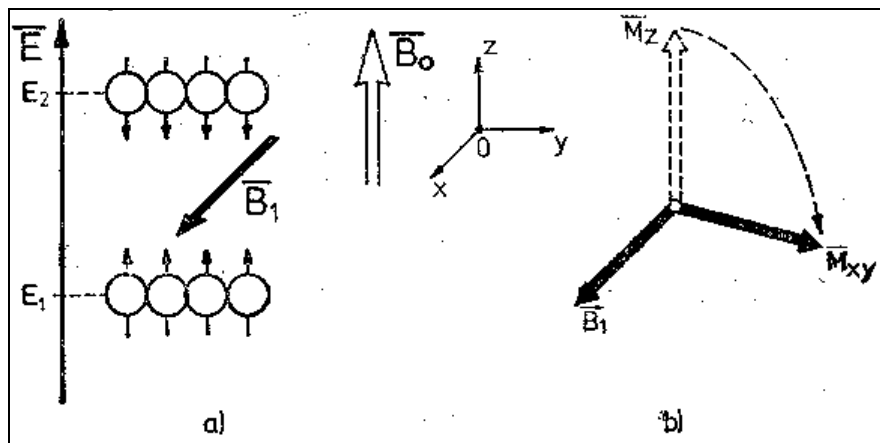


Figura 12.3 Aparitia magnetizarii transversale

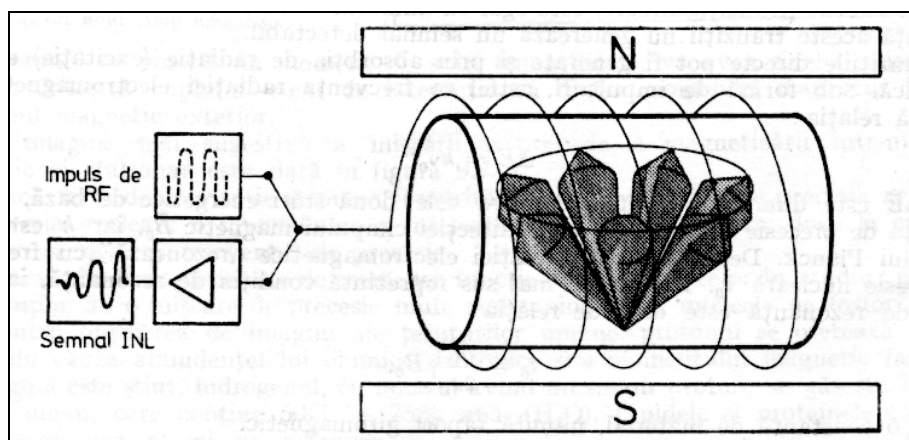


Figura 12.4 Principiul instalatiei de RMN

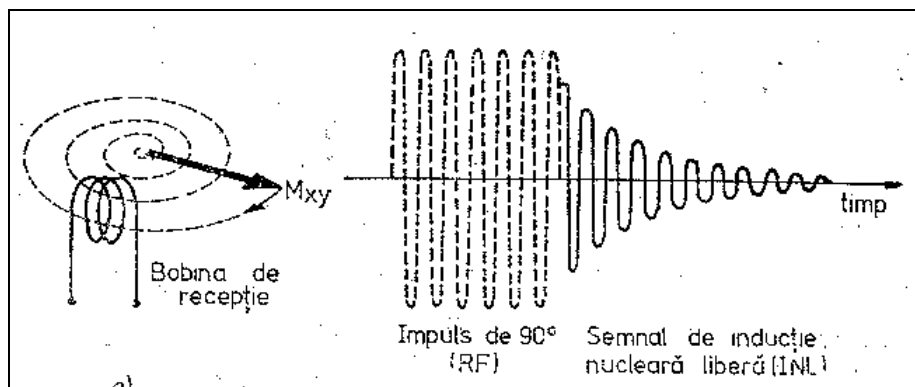


Figura 12.5 Semnalul de inducție nucleară liberă (SINL)

Obținerea imaginilor RMN. În 1973, Lauterbur și Mansfield au pus bazele producerii imaginilor RMN, suprapunând gradientii câmpului de RF peste câmpul magnetic static, de-a lungul unei direcții. Dacă un câmp omogen de RF determină o singură frecvență a SINL (Figura 12.6,a), apariția gradientului conduce la o codificare spațială a poziției probei în planul xoy, căci acum SINL conține un număr de frecvențe în spectrul său egal cu numărul de densități diferite de protoni, deci de probe elementare (Figura 12.6,b). Folosind transformata Fourier, proba se poate localiza pe direcția gradientului (Figura 12.7). Proiecțiile celor două elemente spațiale din Figura 12.8 se obțin similar, succesiv pe x și y. Reproducerea fidelă a imaginii probei necesită un număr de proiecții diferite, obținute prin rotirea gradientului cu creșteri unghiulare mici, precum și folosirea unor tehnici de reconstrucție din proiecții (retroproiecție). De exemplu, în Figura 12.9 se prezintă reconstrucția fantomei din Figura 12.8 din trei proiecții independente.

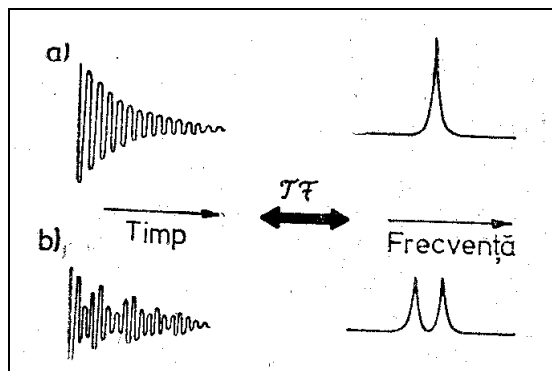
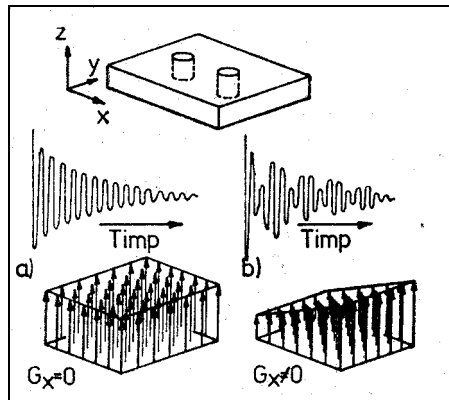


Figura 12.6 Gradienti de câmp și SINL Figura 12.7 SINL și transformatele lor Fourier

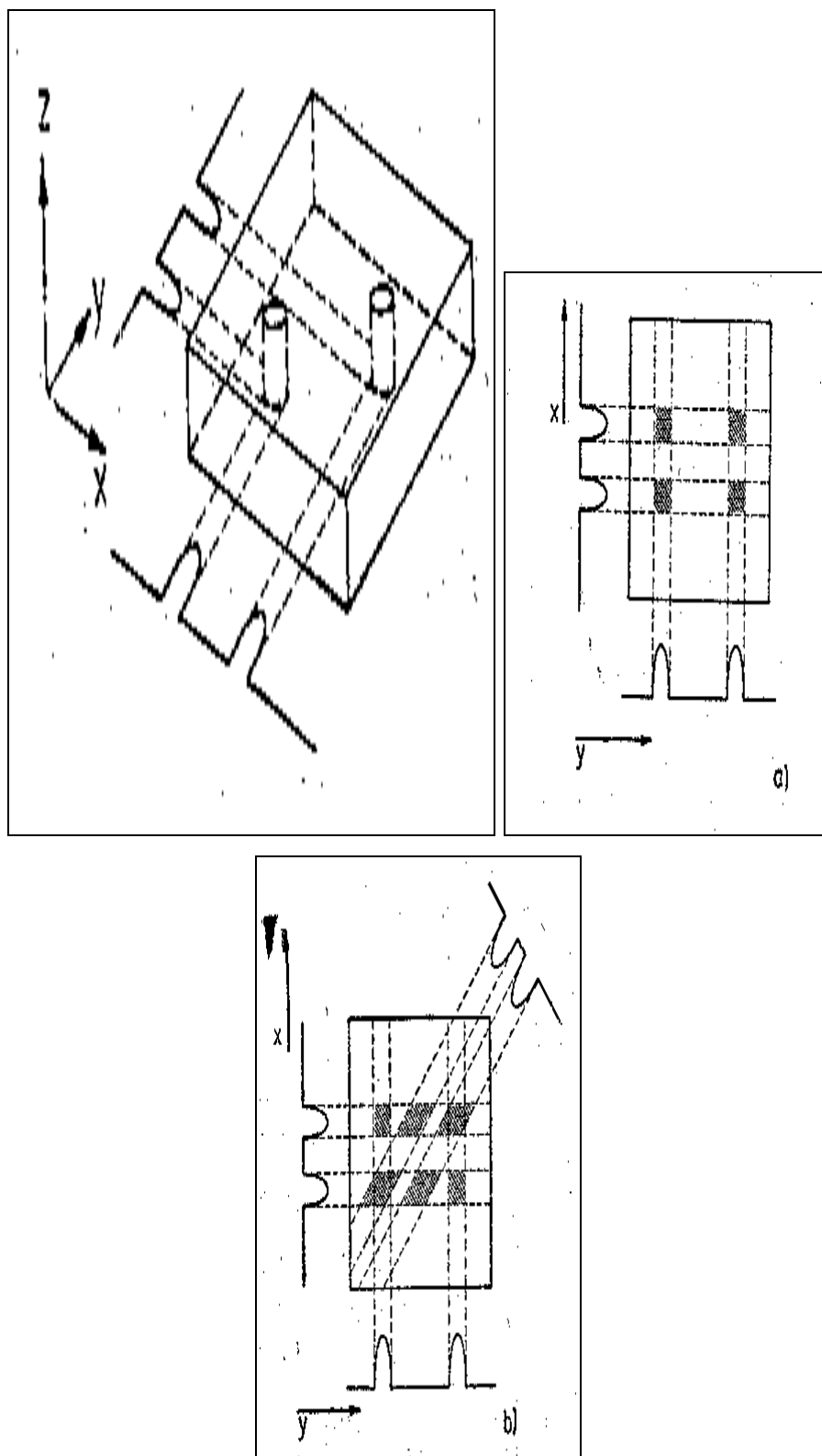


Figura 12.8 Proiectia semnalelor de la Figura 12.9 Principiul reconstructiei
doua probe în planul xoy a imaginii din proiectii

Excitarea selectiva a unei sectiuni. Deoarece în corpul uman densitatea protonilor variaza dupa toate cele trei axe, devine necesara excitarea unei sectiuni plane. Excitarea selectiva a unei sectiuni foarte subtiri de-a lungul axei z , de grosime Δz (Figura 12.10), se face aplicând un gradient G_z si alegând o banda de frecventa corespunzatoare pentru impulsul de RF. Astfel, gradientul si latimea benzii de frecventa limiteaza excitatia doar la sectiunea dorita.

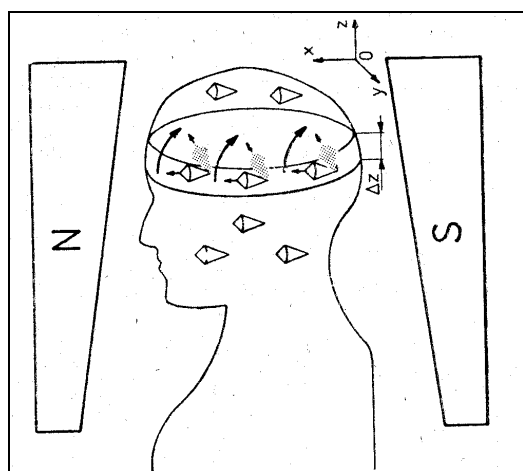


Figura 12.10 Excitarea selectiva

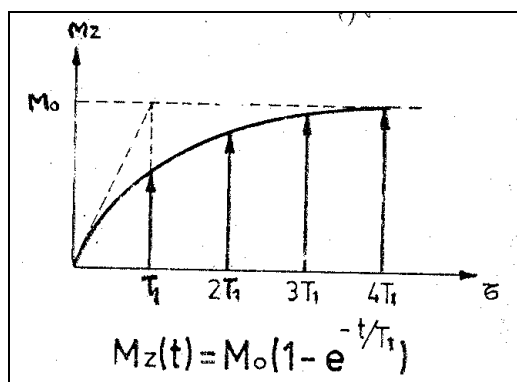


Figura 12.11 Variatia magnetizarii M_z

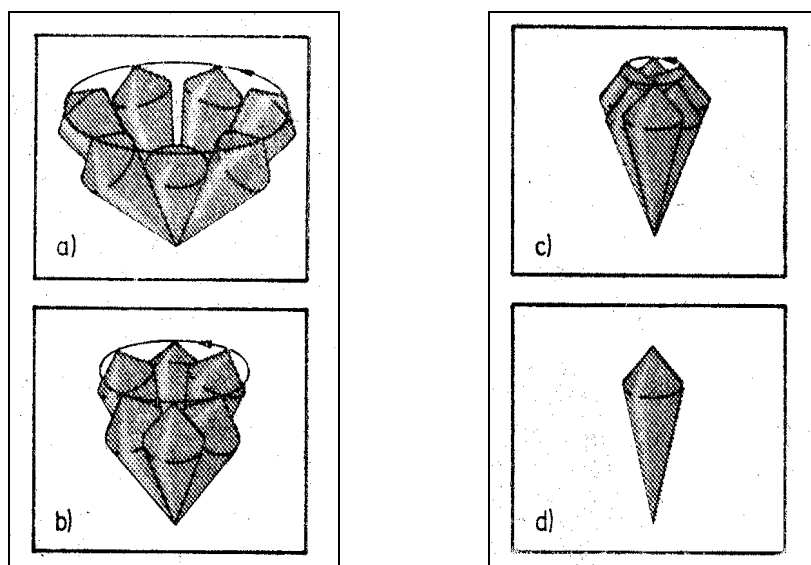


Figura 12.12 Relaxarea spin-mediului

Timpii de relaxare. Dependentă magnetizării transversale nu doar de densitatea protonilor, ci și de caracteristicile intrinseci de mișcare, diferențiază tomografia prin RMN de cea cu raze X. Relaxarea este revenirea magnetizării la starea de repaus, în direcția lui B_0 , după încetarea impulsului de RF (Figura 12.12).

Deoarece spinii excitați disipă excesul de energie în mediu, timpul de relaxare T_1 se mai numește timp "spin-mediu" sau timp de relaxare longitudinală. Procesul este guvernat de relația exponențială (Figura 12.11)

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

Timpul T_1 variază în funcție de țesut. Practic, din considerente de raport semnal/zgomot se detectează mai multe SINL pentru aceeași probă. Dacă un nou impuls excitator apare mult mai repede decât T_1 al unui anumit țesut, amplitudinea SINL va fi puternic micșorată. Rezultă de aici posibilitatea reglării contrastului imaginii pentru probe cu densități de protoni apropiate (de exemplu creier și lichidul cerebrospinal - LCS), numai variind întârzierea τ dintre impulsurile de RF. În Figura 4.13 este redată variația amplitudinii SINL în funcție de τ și se remarcă un contrast mai bun în cazul (b), unde LCS (având T_1 mare) apare mai închis.

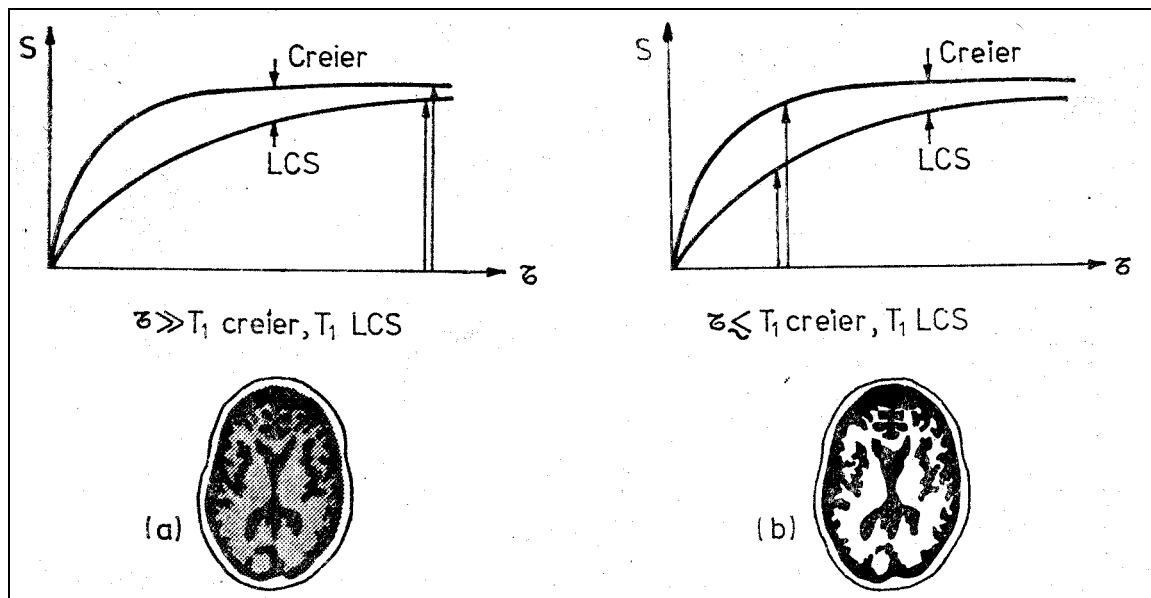


Figura 12.13 Efectul timpilor de repetitie a impulsurilor de RF

Timpul de relaxare T_2 ("spin-spin" sau timp de relaxare transversala) reprezinta constanta de timp care caracterizeaza atenuarea magnetizarii transversale dupa încetarea impulsului de RF:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2}$$

Datorita neomogenitatii magnetilor statici, constanta de timp ce ilustreaza atenuarea SINL este practic mai mica decât T_2 . Din acelasi motiv poate apare o defazare treptata între vectorii magnetizarii, ceea ce poate produce o atenuare drastica a acesteia. La fluide $T_1 \approx T_2$ iar la solide $T_1 > T_2$. Magnetizatiile diferitelor elemente au viteze diferite de precesie, în functie de valoarea locala a câmpului magnetic static. Apare astfel o defazare treptata a magnetizatiei, care se desfasoara în evantai (Figura 12.14).

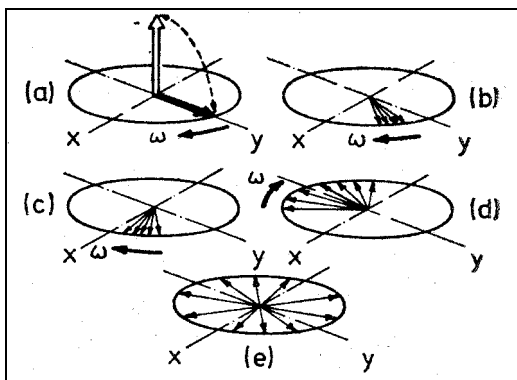
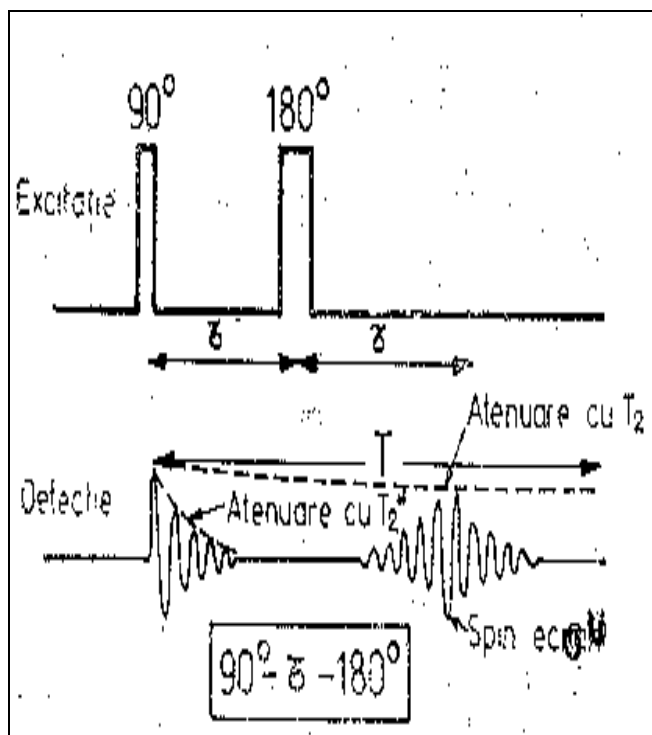
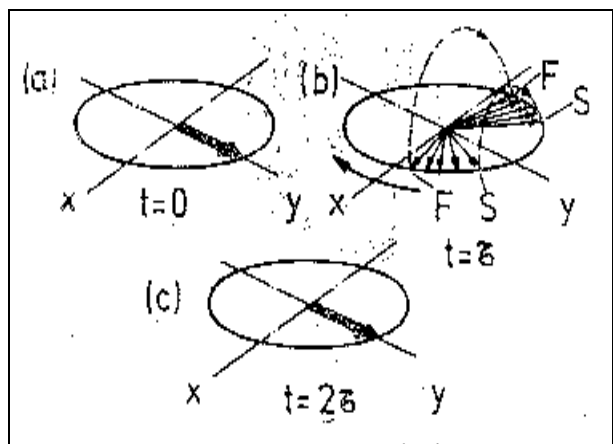


Figura 12.14 Defazarea progresiva a magnetizatiei transversale în urma impulsului la 90°

Fenomenul de spin-ecou. Atenuarea magnetizarii transversale datorita lui T_2 este compensata prin aplicarea unui impuls de RF defazat cu 180° , la τ secunde dupa impulsul de 90° (Figura 4.15,b). Astfel spinii mai rapizi se aliniaza cu cei mai lenti iar la $t = 2\tau$ are loc refocalizarea completa (Figura 4.15,a). Daca SINL scade cu o constanta de timp $T_2^* < T_2$, atenuarea spin-ecoului are loc cu T_2 real, constanta de timp spin-spin. Rezulta ca SINL are acum amplitudinea dependenta de raportul τ/T_2 , de care depind practic stralucirea si contrastul imaginilor tomografice. De exemplu, în Figura 4.16, a, daca perioada impulsurilor de 90° satisface relatia $T \gg T_1$, imaginea are un anumit contrast. Daca $T \approx T_1$, contrastul rezultat depinde de T_1 si de T_2 : pentru întârzieri mici ($\tau = \tau_a$) creierul apare cu un contrast bun (el are T_2 mic); pentru $\tau = \tau_b$ contrastul este foarte mic iar daca $\tau = \tau_c$ semnificatia stralucirilor celor doua tesuturi este inversa.

RMN în medicina. Nucleul hidrogenului, protonul, este cel mai abundent element din organismele vii. Imaginile RMN indica repartizarea protonilor în sectiune, precum si informatii asupra timpilor de relaxare specifici fiecarui tesut, structurii lor chimice si vitezei de curgere a fluidelor în corpul uman. Alti izotopi cu spin nuclear (^{13}C , ^{17}O , ^{31}P , ^{15}N) au densitati scazute în tesuturile umane si pot fi greu detectati prin

RMN. RMN se aplica în investigarea practic a oricarui tesut si organ uman, dar rezultatele cele mai spectaculoase se înregistreaza în cazul creierului.



(a) Formarea unui spin-ecou

(b) Secventa spin-ecou

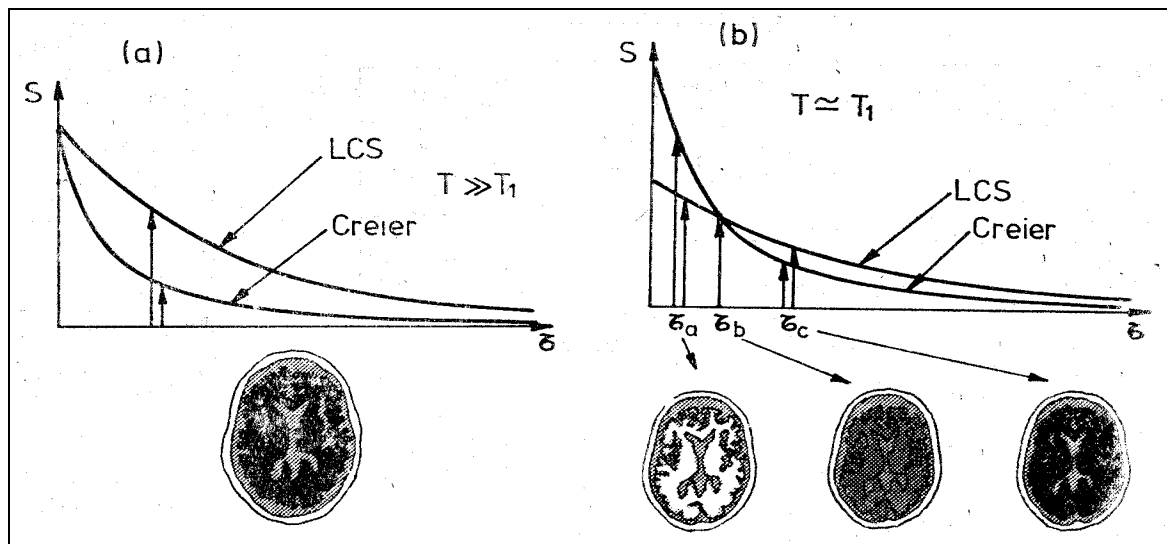


Figura 12.16 Efectul timpului T_2 asupra contrastului imaginilor

12.3.2 Schema bloc a unui tomograf cu RMN

Construcția practică a unui tomograf cu RMN, deosebit de complexă, depinde de modul de excitație, sistemul de magneti și metodele de reconstrucție a imaginilor. O schema bloc principală este prezentată în Figura 12.17 [Gli88].

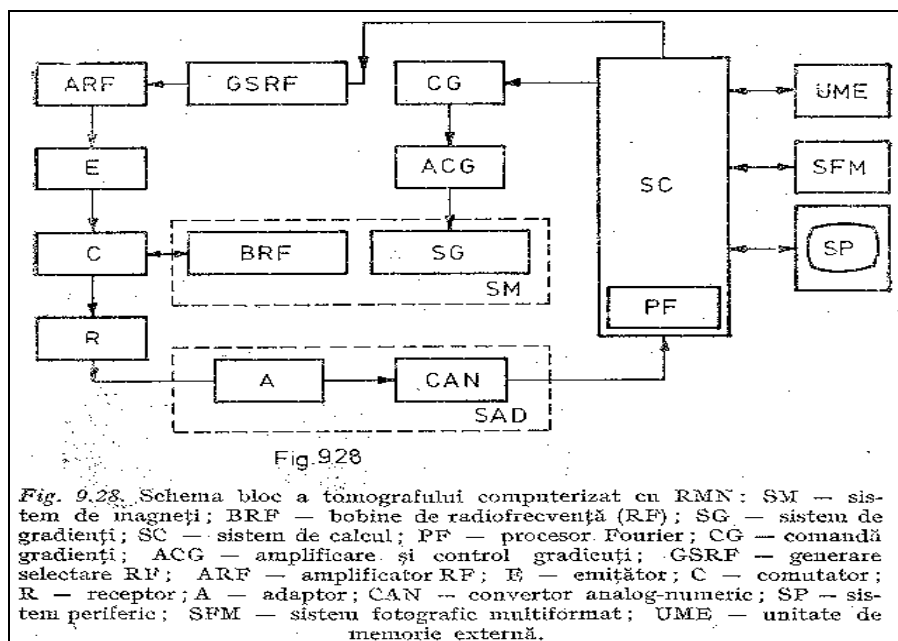


Figura 12.17 Schema bloc a unui tomograf cu RMN

O caracteristica tehnica importanta este absenta pieselor mecanice în miscare, localizarea spatiala a probei facându-se transformând domeniul frecventa în coordonate spatiale. Sursa de excitatie este un emitor de RF ce produce un câmp perpendicular pe câmpul magnetic static. SINL este obtinut prin inductie în bobina receptorului. Memorarea si reconstructia imaginii se face cu ajutorul sistemului de calcul, în care se remarca procesoarele Fourier dedicate.

Sistemul de magneti este componenta cheie, critica si cea mai scumpa a tomografului. De exemplu, pentru o proba de 0,5 m diametru omogenitatea spatiala si temporală a câmpului trebuie sa fie de 10...100 ppm. Inductiile magnetice folosite, B_0 , sunt de 0,15...2 T (optim în jurul 0,35 T). Cresterea inductiei, desi maresta sensibilitatea, are ca efecte nedorite scaderea raportului semnal/zgomot si a frecventelor înalte în SINL, precum si cresterea pierderilor prin curenti turbionari. Magnetii statici folositi pot fi de tip permanent (din miez feromagnetic premagnetizat, $B_{0max}=0,3T$), rezistiv (miez feromagnetic sau conductor din cupru/aluminiu excitat electric, $B_{0max}=0,2T$) sau supraconductor (conductor de niobiu-titan la temperatura criogenica, $B_{0max}=2T$, foarte scumpi).

Sistemul de gradienti permite rezonanta selectiva a probei si este format din trei bobine de curent continuu ortogonale care produc gradientii liniari $G_{x,y,z}$. Spectrul Fourier al SINL (f_i) reprezinta codificarea în frecventa a coordonatelor spatiale ale punctelor sectiunii. Amplitudinile frecventelor depind de densitatea de protoni si de timpii de relaxare. Sistemul de calcul permite ca gradientii sa fie sincronizati cu baleiajul imaginii. Marimea gradientului determina rezolutia imaginii. Întrucât în corp exista gradienti de fond, datorati neomogenitatilor câmpului magnetic, valoarea globala a gradientului aplicat trebuie sa fie mare si greu obtenabila, de pâna la 10 T/m. Practic se foloseste o secventa de impulsuri de RF si de gradient ca în Figura 12.18. Receptionarea SINL (ecoului) se face la momentul $t=10\tau$, cu $\tau=100\div300 \mu s$. Cu succesiunea de gradienti pozitivi si negativi din figura valoarea

globala a gradientului aplicat scade de cca. 10 ori fata de metoda directa, la aceeasi rezolutie.

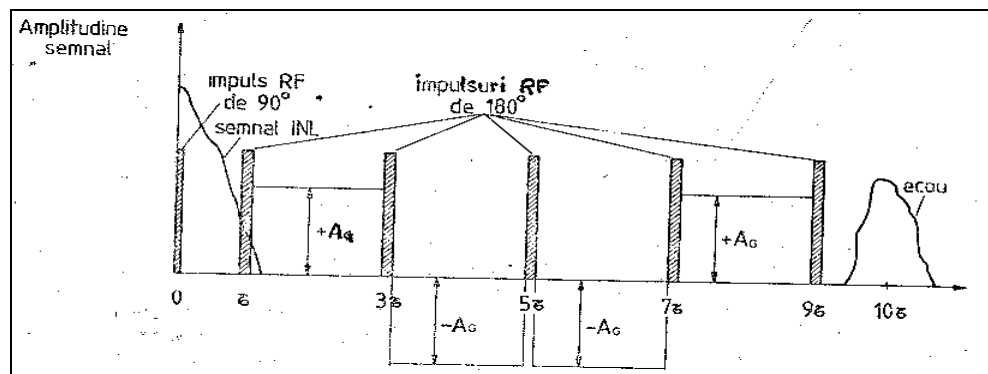


Figura 12.18 Succesiunea impulsurilor de RF și de gradient

Bobina de RF generează câmpul excitator puternic și omogen (B_1), perpendicular pe câmpul static principal B_0 și culege SINL, având amplitudini mici.

Emitatorul produce impulsuri de RF foarte stabile, de 1÷10 kW, care ajung la pacient mult atenuate (wati). Uzual, câmpul B_1 este de cca. 5 μ T/cca.1 ms (impulsul la 90°).

Receptorul culege din bobinele de RF SINL, având amplitudini de ordinul μ V, îl amplifică și îl mixează în banda de audiofrecvență.

Sistemul de achiziție de date preia semnalul de la receptor, îl amplifică, filtrează și mixează cu semnalul unui oscilator local, îl mediază în adaptor pentru reducerea zgomotului, îl convertește în semnal digital, îl memorează și-l prezintă procesorului Fourier. Sistemul de calcul reconstituie imaginea din proiecții, supervizează funcționarea celorlalte blocuri și realizează dialogul cu operatorul.

Metode de detectie

Detectia simpla consta în achizitia si prelucrarea SINL imediat dupa aplicarea impulsului de RF. Foloseste pentru imagini doar componenta defazata cu 90° fata de impulsul de RF a spectrului Fourier. Metoda nu poate fi folosita pentru codificarea spatiala a protonilor.

Detectia selectiva, prezentata deja, ofera respectiva codificare. Pentru un gradient liniar transformata Fourier este proiectia distributiei protonilor excitati de-a lungul gradientului, pe directia perpendiculara pe directia gradientului.

Detectia întârziata (pregatita) a SINL dupa aplicarea excitatiei permite spinilor sa aiba precesie la frecvente dependente de timp si spatiu, în functie de valoarea câmpului. La sfârșitul acestui timp pregatitor spinii diferitelor zone ale probei s-au rotit cu un unghi proportional cu integrala de timp a câmpului magnetic. Rezulta astfel o codificare suplimentara a unei coordonate spatiale, de-a lungul gradientului, în fazele SINL ce se detecteaza.

Gradientii oscilanti apar daca bobina de gradient pe o coordonata este strabatuta de curent alternativ. Exista un plan în care gradientul este nul si în care câmpul resultant este constant. Pentru o secventa repetitiva de impulsuri de RF, SINL vor fi stabile doar în "planul nul". În rest ele au caracter aleator, cu medie zero. Deplasând planul nul de-a lungul axei x si modificând alimentarea bobinei de gradient, se obtine rezolutia unidimensionala. Generalizând metoda pentru celelalte axe se obtin rezolutiile bi- si tridimensionale.

12.3.3 Metode de reconstructie a imaginii

Reconstructia din proiectii

Dupa cum s-a aratat, transformatele Fourier ale SINL reprezinta proiectii fie ale densitatii protonilor, fie valori ale timpilor de relaxare, fie combinatii ale acestor

marimi. Pentru cazul bidimensional (2D) problema reconstructiei se formuleaza în cele ce urmeaza.

Fie $f(x, y)$ o functie reala, $f: \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$ si fie uov un sistem ortogonal rotit fata de sistemul xoy cu unghiul θ variabil. Proiectia dupa unghiul θ a lui f este data de formula

$$P_{\theta}(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u, v) dv = \int_{L_u} f(x, y) dl,$$

unde L_u este o dreapta paralela cu axa ov (formeaza unghiul θ cu axa oy). Problema reconstructiei este de a afla valorile lui $f(x, y)$ stiind proiectiile $P_{\theta}(u)$. Pentru cazul discret se afla valorile lui f într-un numar finit de puncte, cunoscând valorile lui P pentru diferiti θ si u . În general, trebuie rezolvat un sistem de ecuatii integrale, lucru aproximat prin metode numerice adecvate. În cazul tridimensional functia f se poate obtine fie dintr-un set de proiectii 2D, paralele cu planul xoy si apropiate între ele sau din sectiuni plane rotite în jurul unei axe (oy), având deci simetrie radiala cilindrica. Metodele de reconstructie directa 3D pot folosi atât proiectii 2D cât si multimi de proiectii 1D.

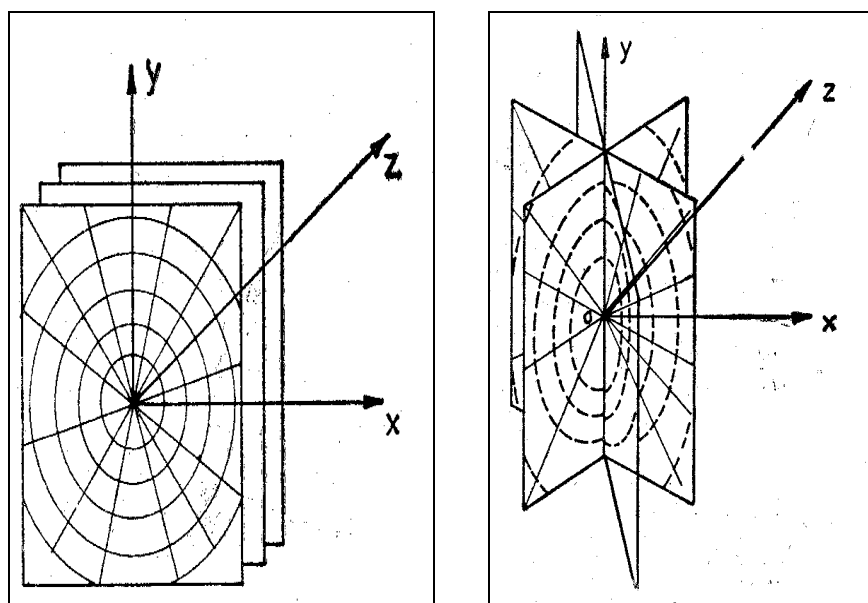


Figura 12.19 Reconstructia 3D

1. Principiul transformatei Radon

Fie $f(x, y, z) = f(\mathbf{r})$ o funcție reală 3D, $f: \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$ (în particular o funcție-imagină).

Fie un vector oarecare unitar ω și $\forall s \in \mathbb{R}$. Transformata Radon a funcției f , $R(f)$ se definește astfel încât

$$R(f)(s, \omega) = \int f(\mathbf{r}) \delta(s - \mathbf{r}\omega) d^3\mathbf{r},$$

unde integrala se ia peste planul definit de ecuația $\mathbf{r}\omega = s$ iar δ este funcția delta a lui Dirac. Se observă respectarea definiției proiecției unei funcții. Inversa transformatei furnizează valorile funcției inițiale:

$$f(\mathbf{r}) = R^{-1} \left\{ \int f(\mathbf{r}) \delta(s - \mathbf{r}\omega) d^3\mathbf{r} \right\} = -\frac{1}{8\pi^2} \int_{\omega \in \text{sferă unitate}} d^2\omega \left[\frac{d^2}{ds^2} R(f)(s, \omega) \right]_{s=\mathbf{r}\omega}.$$

Volumul de calcul fiind foarte mare, transformata Radon are mai mult importanță teoretică.

2. Metoda convoluției

Pornind de la transformata Radon, funcția imagină se exprimă ca integrală de convoluție dintre proiecții și o funcție filtru. În cazul discret, pentru calculul numeric, se obține formula

$$f(x, y) = \frac{a}{K} \sum_{k=1}^K \sum_{m=1}^M \varphi(x \cos \varphi_k + y \sin \varphi_k - m a) P_{\varphi_k}(m a),$$

în care

φ este funcția filtru,

P_{φ_k} este proiecția funcției imagină f după unghiul φ_k ,

a este pasul de esantionare a proiectiei,

M este numarul de esantioane ale unei proiectii si

K este numarul de proiectii.

$$\varphi_k = \frac{2k+1}{K} \pi, \quad 0 \leq k < K$$

Efortul de calcul necesar este relativ redus, însa alegerea functiei filtru este delicata, criteriile de alegere fiind adesea contradictorii. În principiu trebuie folosit un filtru trece-jos cu rol de a minimiza efectul esantionarii asupra proiectiilor. Astfel de filtre sunt filtrul Ram-Lak si filtrul Shepp-Logan. Primul ofera rezolutie buna, contraste mari dar este sensibil la zgomot. O alta varianta de filtre se bazeaza pe metode de cuadratura (Simpson, metoda trapezului etc.), ce calculeaza aproximativ integralele din formula convolutiei. De exemplu, filtrul Horn reduce zgomotul dar si contrastul si taie frecventele înalte. Practic se pot folosi combinatii de filtre diferite, ajungându-se la compromisuri calitative acceptabile.

3. Metoda transformatei Fourier (TF)

Cheia metodei este ca TF a unei proiectii (n-1)-dimensionale a unei functii n-dimensionale este egala cu sectiunea centrala a TF a functiei. Rotind proiectiile, deci sectiunea TF, se poate reface TF completa si apoi, prin TF inversa, se poate reconstitui functia original. Exemplificam metoda pentru cazul 2D, trecerea la n dimensiuni fiind directa.

Fie $f(x, y)$ functia imagine. TF a ei este

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi j(ux+vy)} dx dy$$

Proiectia lui f pe axa ox se obtine cu formula

$$g_y(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy$$

TF a proiectiei,

$$G_y(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi j ux} dx dy$$

este egala cu sectiunea centrala a TF 2D a lui f :

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi j ux} dx dy$$

adica

$$G_y(u) = F(u, 0).$$

TF a proiectiei lui f pe o axa rotita cu un unghi θ este egala cu sectiunea dupa θ a TF a imaginii. TF discrete ale proiectiilor produc retele polare de puncte. Pentru obtinerea imaginii în coordonate carteziane este necesara o interpolare 2D în planul Fourier prin care se calculeaza valorile TF în nodurile retelei carteziane.

Algoritmul TF rapide si procesoarele specializate reduc considerabil timpul de calcul, chiar pentru rezolutii spatiale de sute de puncte.

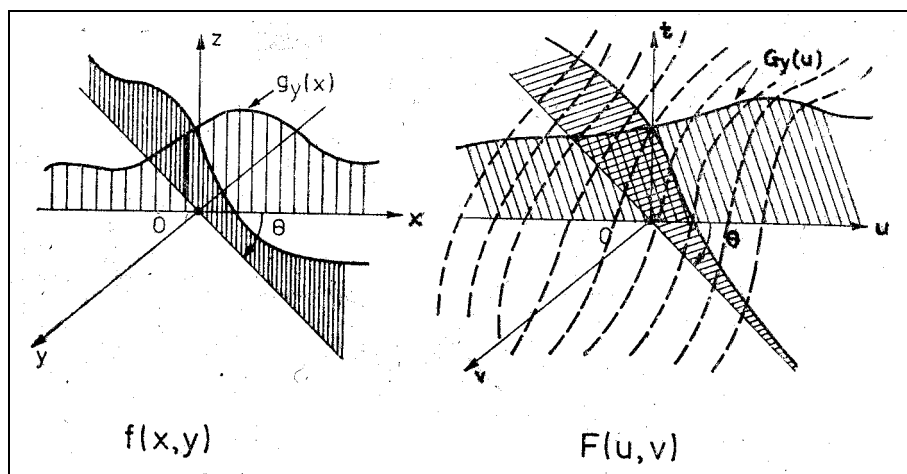


Figura 12.20 Reconstructia transformatei Fourier a imaginii

4. Metode algebrice

Fie $f(x, y)$ o functie imagine de banda limitata,

$$F(u, v) = 0, \quad |u| \geq \frac{1}{2l_x}, \quad |v| \geq \frac{1}{2l_y},$$

si o retea rectangulara de $(I \times J)$ pixeli, definita de punctele (ml_x, nl_y) , cu $m, n \in \mathbb{Z}$.

Proiectia lui f pe o axa oarecare este data de formula

$$g_k = \sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} f_{ij} w_{ijk}, \quad k = 1, 2, \dots, K,$$

unde w_{ijk} sunt ponderi ce indica daca dreapta de proiectie intersecteaza elementul (i, j) . Rezulta un sistem de ecuatii cu necunoscutele f_{ij} , valoarea lui f în punctul (i, j) . Sistemul de K ecuatii cu $I \times J$ necunoscute de mai sus este, în general nedeterminat, caci mare parte din w_{ij} sunt nuli. În plus, s-ar opera cu matrice de mari dimensiuni, lucru total neeconomic. Din aceste motive s-au elaborat metode iterative care determina solutii aproximative ale sistemului de mai sus. Una din metode pleaca de la valori initiale f_{ij} si determina valori analoage, f_{ij}^q , la iteratia q :

$$f_{ij}^{q+1} = f_{ij}^q + \Delta f_{ij}^q,$$

$$\Delta f_{ij}^q = \frac{1}{M_{ij}} \sum_{k=1}^K \Delta f_{ijk}^q, \quad M_{ij} \neq 0,$$

$$\Delta f_{ijk}^q = \frac{g_k}{L_k} - \frac{1}{N_k} \sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} f_{ij}^q,$$

unde L_k este lungimea razei de proiectie k , N_k este numarul de celule intersectate de raza k iar M_{ij} este numarul de raze ce intersecteaza pixelul (i, j) . Conditia de oprire este ca marimea

$$r = \sum_{k=1}^K (\Delta g_k)^2,$$

$$\Delta g_k = \sum_{i=0}^{I-1} \sum_{j=0}^{J-1} \Delta f_{ijk}^q w_{ijk}$$

sa fie de acelasi ordin de marime cu energia zgomotului aleator.

5. Reconstructia obiectelor în miscare pe baza paradigmei conexioniste

Metodele de reconstructie prezentate sunt eficiente pentru probe fixe, statice. În cazul unor organe în miscare (inima, plamân) multimea proiectiilor nu este consistenta în raport cu distributia absorbantei probei (proiectiile nu apartin aceleiasi faze a variatiei în timp) si imaginea obtinuta va avea artefacte de miscare. Reducerea timpului de scanare si folosirea unor metode speciale de esantionare nu rezolva complet problema. Folosirea retelelor neuronale artificiale (RN) pentru reconstructia dintr-o secventa de proiectii esantionate liniar în timp se dovedeste foarte eficienta [Chi94]. Formularea problemei este urmatoarea:

Având o functie de doua variabile $s(x,y)$, transformata Radon a lui s este

$$p(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(s_1, s_2) \delta(\rho - (s_1 \cos \theta + s_2 \sin \theta)) ds_1 ds_2,$$

în care $\rho \in \mathbb{R}_m$, $\theta \in]0, \pi[$ și $\delta(\cdot)$ este funcția delta a lui Dirac. Secvența de proiecții a obiectului variabil poate fi calculată pentru o mulțime finită de raze de proiecții, adică

$$p(i, j, k) = p\left(\theta = i \frac{\pi}{N_1}, \rho = 2j \frac{R_m}{N_2 - 1} - R_m, t = kT\right),$$

pentru $i = 0, 1, \dots, N_1 - 1$, $j = 0, 1, \dots, N_2 - 1$, $k = 0, 1, \dots, N_3 - 1$, T fiind intervalul dintre două proiecții consecutive. Definind $x_k \in \mathbb{R}^{N_1 \times N_2}$ proiecția completă la momentul kT , întrucât elementul (i, j) al lui x_k este $p(i, j, k)$, mulțimea proiecțiilor poate fi scrisă ca

$$X = \left[x_0^T, x_1^T, \dots, x_{N_3-1}^T \right]^T \in \mathbb{R}^{N_1 N_3 \times N_2}.$$

Transformata Fourier se scrie sub forma matriceală complexă ca

$$F_{kn} = \frac{1}{\sqrt{N_i}} \exp\left(-\frac{2\pi j(k-1)(n-1)}{N_i}\right).$$

Obținem un sistem de ecuații liniare având ca necunoscute proiecțiile obiectului variabil în timp. Ecuațiile sistemului se determină astfel:

1. Înfășurătoarea spectrală a proiecțiilor trebuie să aibă forma de arc. Definim $U \in \mathbb{C}^{N_1 N_3 \times N_2}$ și $u \in \mathbb{C}^{N_1 \times N_2}$, întrucât $U = 1_{N_3 \times 1} \otimes u$ ($\otimes$ denotă produsul Kronecker) iar $u(i, j) = 1$ în afara spectrului și nul în interiorul său. Rezultă expresia

$$\left[(I_3 \otimes F_1) X F_2^T \right] * U \approx 0_{N_1 N_3 \times N_2}, \quad (1)$$

în care (*) este produsul matriceal Schur - Hadamard si I_i este matricea identica de dimensiune $N_i \times N_i$.

2. Spectrul temporal al proiectiilor trebuie sa fie de banda limitata. Se

definesc $W \in \mathbb{Z}^{N_1 N_3 \times N_2}$ si $w_{ij} \in \mathbb{Z}^{N_3}$, încât $W(k+1, j) = w_{ij}(\lfloor \frac{k}{N_3} \rfloor + 1)$, pentru $i = k \bmod N_3 + 1$, $j = 0, 1, \dots, N_2 - 1$, $k = 0, 1, \dots, N_1 \times N_3 - 1$ si $w_{ij} = \{1 \dots 1 \ 0 \dots 0 \ 1 \dots 1\}^T$. Numarul de 0 în $w_{ij}(i,j)$ determina latimea benzii variatiilor temporale ale obiectului. Avem deci

$$[(F_3 \otimes I_1) X I_2] * W \approx \mathbf{0}_{N_1 N_3 \times N_2}. \quad (2)$$

3. Valorile proiectiilor reconstruite, pentru unghiul masurat, trebuie sa fie aceleasi cu valorile proiectiilor masurate, adica X trebuie sa se apropie de datele disponibile, D:

$$[(I_3 \otimes I_1) X I_2] * V - D \approx \mathbf{0}_{N_1 N_3 \times N_2}, \quad (3)$$

unde $V \in \mathbb{Z}^{N_1 N_3 \times N_2}$, $V(l,m) = 0$ daca $X(l,m)$ nu este disponibil si $V(l,m) = 1$ daca $X(l,m)$ este disponibil, $l = 0, 1, \dots, N_1 \times N_3 - 1$ si $m = 0, 1, \dots, N_2 - 1$.

Ecuatiile (1), (2), (3) formeaza un sistem de ecuatii liniare supradeterminat (necunoscute mai putine decât ecuatii). În locul calcularii exacte a lui X putem folosi modelul conexiunilor pentru a minimiza eroarea patratica medie totala (MSE) pentru sistemul de mai sus. Rezolvam deci

$$\min_X \left\{ \left\| [(I_3 \otimes F_1) X F_2^T] * U \right\|_F^2 + \left\| [(F_3 \otimes I_1) X I_2] * W \right\|_F^2 + \left\| [(I_3 \otimes I_1) X I_2] * V - D \right\|_F^2 \right\}. \quad (4)$$

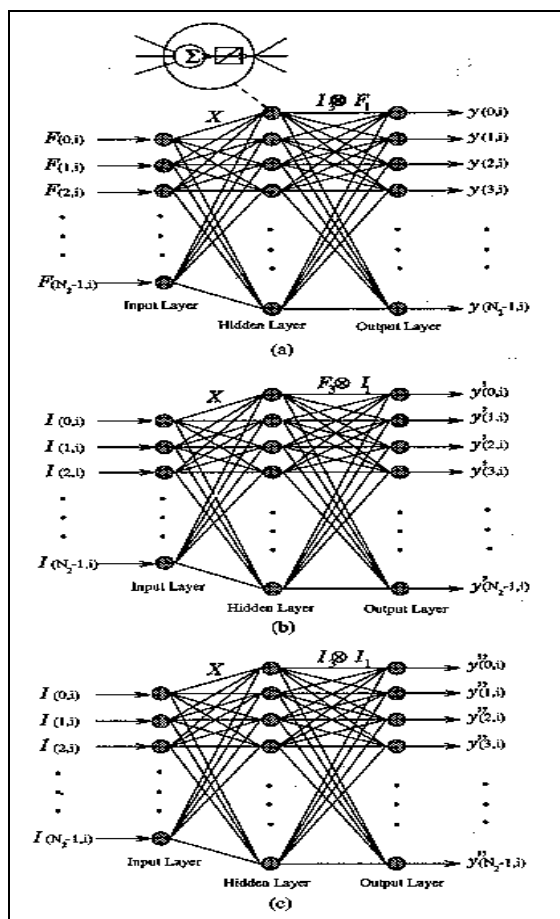


Figura 12.20a Topologia rețelei neuronale pentru reconstrucție TC

RN a carei antrenare supervizată implementează problema (4) este formată din trei subrețele, ca în Figura 12.20a. Vectorii de intrare $\{F(0,i), F(1,i), \dots, F(N_2-1,i)\}^T$ și $\{I(0,i), I(1,i), \dots, I(N_2-1,i)\}^T$ sunt respectiv coloanele i ale lui F_2^T și I_2 . Vectorul Y de la ieșirea RN este

$$Y = \begin{bmatrix} y \\ y' \\ y'' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (I_3 \otimes F_1) X F_2^T \\ (F_3 \otimes I_1) X I_2 \\ (I_3 \otimes I_1) X I_2 \end{bmatrix}.$$

Prin antrenare se vor determina valorile ponderilor X (celelalte ponderi sunt fixe), astfel încât ieșirea să aproximeze valorile dorite, conform criteriului de minimizare

$$\min_x \left\| \begin{pmatrix} Y - \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ D \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} U \\ W \\ V \end{bmatrix} \right\|_F^2.$$

Cele trei subrețele pot fi antrenate în paralel în timpul fiecărui ciclu de instruire iar la o iteratie se prezinta RN câte o coloana a vectorilor indicati. Rezultatele raportate indica o eroare de reconstructie foarte buna, de cca. 2%.

12.3.4 Tomografia computerizata cu emisie de pozitroni (PET)

Posibilitatea investigatiilor imagistice cu ajutorul emisiei de fotoni de înalta energie produsi prin anihilarea pozitronilor emisi de anumiti izotopi a fost demonstrata de aproape 50 de ani. Dezvoltarea tehnologiei detectorilor, precum si a algoritmilor de reconstructie de imagini, au determinat ca la sfârșitul anilor '80 PET sa devina un instrument puternic în diagnosticul medical si pentru studiul dinamic al metabolismului. Sensibilitatea mult mai mare (de milioane de ori) ca în cazul RMN (Figura 12.21) a facut ca PET sa fie de neînlocuit în studiul neuroreceptorilor din creier si al altor tesuturi, mai ales pentru concentratii nanomolare.

Aplicatiile clinice includ tumori ale creierului, plamâni, sâni, tractul inferior gastrointestinal, bolile Alzheimer, Parkinson, epilepsie, boli arteriale coronariene s.a.

Substantele de contrast, în cazul PET, sunt molecule biologice care contin izotopi emiatori de pozitroni, cum sunt ^{11}C , ^{13}N , ^{18}F , ^{15}O . Acestea se acumuleaza în câteva minute în tesuturi pentru care exista afinitate: de exemplu glucoza marcata cu ^{11}C sau ^{18}F se aduna în creier, unde este folosita ca sursa de energie. Radioizotopul emite pozitroni, astfel: un proton nuclear se transforma într-un pozitron si un neutron. Pozitronul se combina rapid cu un electron (anihilare), energia implicata fiind de 1,022 MeV. Aceasta energie se împarte egal pentru doi fotoni emisi în directii opuse, detectati de o arie de detectori care înconjoara pacientul (Figura 12.22).

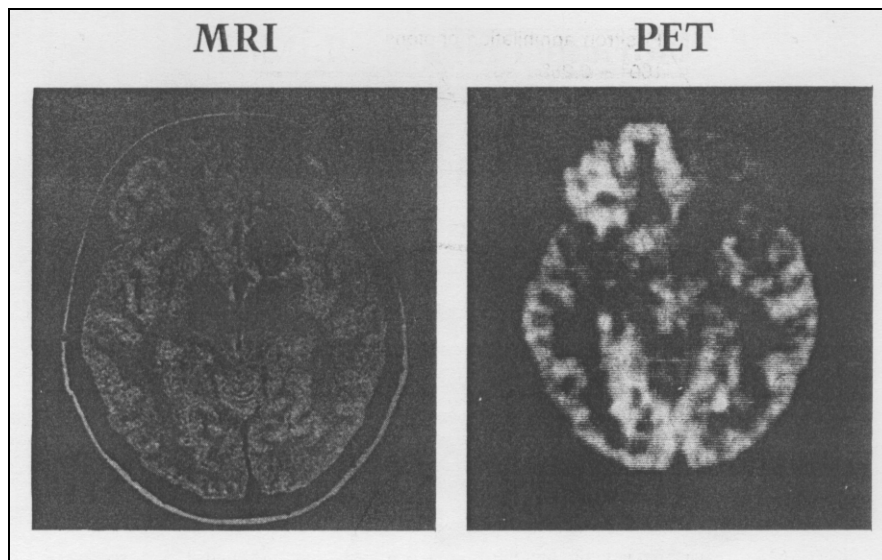


Figura 12.21 Malformatie arteriovenoasa. PET indica metabolism deficitar al glucozei

Principiul codificarii spatiale în PET este urmatorul: când se înregistrează simultan doi fotoni de către o pereche de detectori, anihilarea care i-a produs a avut loc pe dreapta ce unește cei doi detectori. După cca. 100.000 de procese de anihilare se poate determina distribuția traseelor cu emisie de pozitroni, prin reconstrucție tomografică 2D sau 3D.

Detectia fotonilor rezultati se face folosind un cristal, care transforma fotonii de înalta energie în lumina vizibilă. Un fotomultiplicator produce un puls de curent electric, proportional cu numărul de fotoni luminoși. Sensibilitatea globală a căii de imagine fiind proportională cu patratul eficienței detectorului, rezulta ca aceasta din urmă trebuie să fie de aproape 100%.

Camerele PET moderne contin un număr de 15...47 straturi transaxiale (Figura 12.23). Ecranul de plumb previne efecte parazite datorate pacientului iar firele de Tungsten elimina fotonii rezultati din efectul Compton de împrăștiere în pacient. Datele sunt culese în planuri transversale.

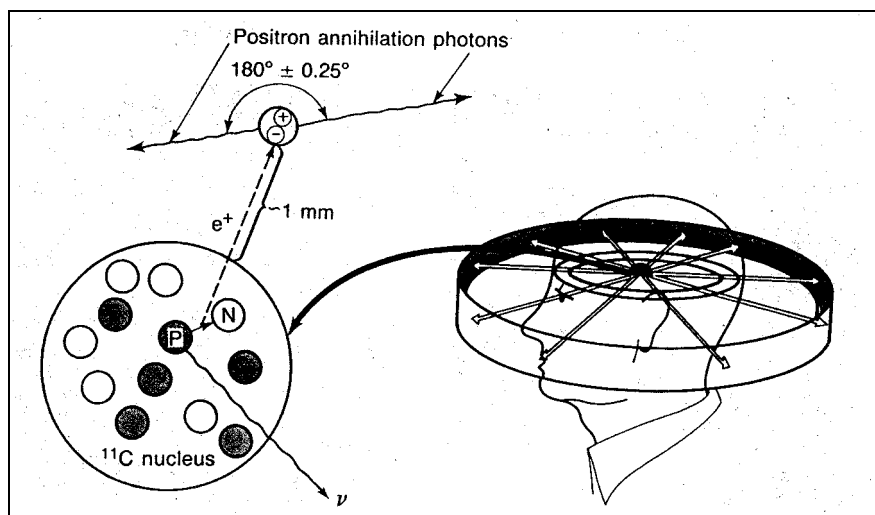


Figura 12.22 Principiul fizic al PET

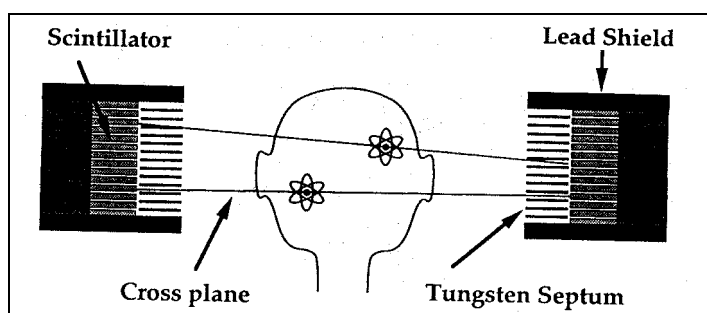


Figura 12.23 Detector PET multistrat

Rezolutia PET. Elementele care afecteaza rezolutia spatiala a PET sunt prezentate în Figura 12.24. Un prim factor este marimea detectorului. De exemplu, pentru un bloc de cristale de scintilatie tip BGO scaderea rezolutiei este de 2,2 mm. Exista o necoliniaritate între directiile fotonilor de anihilare, care duce la micsorarea rezolutiei, proportional cu marimea inelului detector. Un alt element este distanta dintre punctul de emisie al pozitronului si cel de anihilare. Rezolutia obtinuta depinde de tipul radionucleului. Pentru ^{18}F , rezolutia masurata la nivelul imaginii reconstruite este de 2,6 mm.

Rezolutia temporală a PET este de 10 ns. Daca doua anihilari au loc în acest timp, efectul este cresterea activitatii de fond (parazita) a tomografului. Pentru o

pereche de cristale rata evenimentelor aleatoare creste cu patratul activitatii individuale.

Reconstructia tomografica

Formarea imaginilor PET este precedata de corectii, la nivelul fiecărei raze proiectate, ale eficienței cristalului, atenuării și eficienței aleatoare. În plus, este necesară etalonarea detectorului fără prezența pacientului. În faza de lucru pacientul este injectat cu izotop, apoi se măsoară rata evenimentelor aleatoare, care se scade din rata de emisie. Diferența se împarte la factorul de atenuare și la eficiența detectorului.

Rezultatul se reconstruiește, de obicei folosind aceiași algoritmi ca în cazul tomografiei cu raze X sau cu RMI, adică, de exemplu, prin transformata Fourier filtrată. Imaginea obținută, I , are forma

$$I = \sum_{\theta} (PI) F^{-1}(FTS) F(P)$$

unde PI este operatorul proiecției inverse, F este transformata Fourier, FTS este funcția filtrului trece-sus iar P este matricea proiecției.

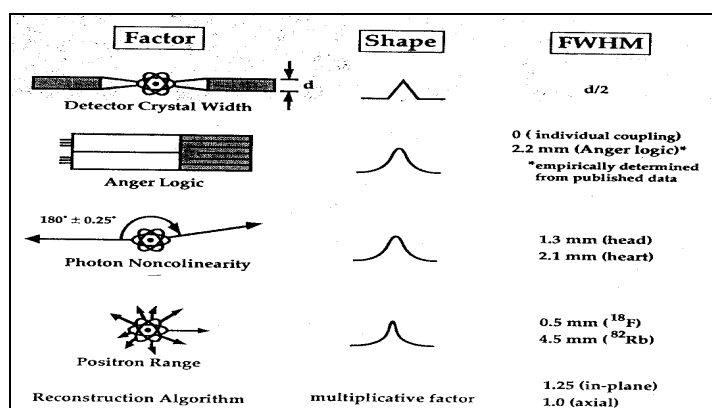


Figura 12.24 Elemente care determina rezolutia PET

Proprietati statistice ale PET

Pentru estimarea corecta a concentratiei de fotoni, deci pentru o imagine de calitate, trebuie achizitionate suficiente date. Datele disponibile depind de sensibilitatea sistemului, doza de izotopi injectata si de acumularea biomedicala a acestora. Erorile de reconstructie au ca efect cresterea zgomotului cu un factor proportional cu radicalul numarului de pixeli din imagine.

Formula care modeleaza statistic reconstructia imaginii este

$$\text{gradul de incertitudine (\%)} = \frac{1,2 \times 100 (\text{nr. total de evenimente})^{3/4}}{(\text{nr. total de evenimente})^{1/2}}$$

Cerintele de ordin statistic sunt legate direct de rezolutia spatiala (Figura 12.25). Pentru o precizie (sau echivalent raport semnal/zgomot) data si pentru o distributie uniforma, numarul de evenimente cerut este liniar crescator cu numarul de pixeli efectivi. Rezolutia efectiva este egala cu numarul de pixeli ocupati, ponderat cu activitatea aferenta fiecarui pixel.

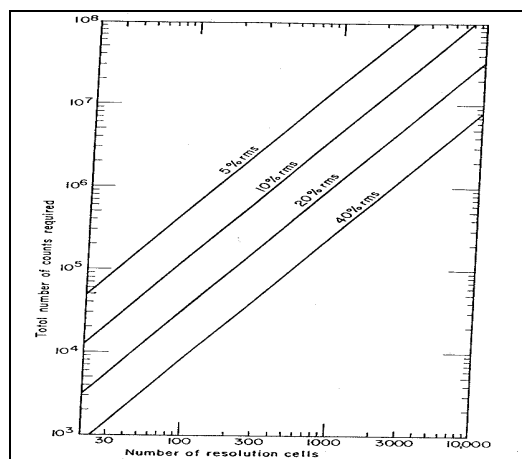


Figura 12.25 Proprietati statistice

Bibliografie

1. T. D. Gligor, A. Poliacec, D. Bartor, V. Goia, *Aparate electronice medicale*, Ed. Dacia, 1988
2. Rodica Srungaru, *Electronica medicala*, E.D.P. 1992
3. H. Costin, *Electronică Medicală*, Editura Cantes, Iași, 2000 sau *Electronică Medicală*, Litografia U.M.F., 2000
4. R.Srungaru , *Electronică Medicală*, Editura Didactica si pedagogica, București, 1982
5. Policec A., *Aparate electronice aplicate in medicina*, Inst. Pol. Traian Vuia, Timisoara, 1978
6. A.Policec, T.D.Gligor, Gh. Ciocloada ,*Electronică medicală*, Editura Dacia, 1983
7. P. Borza, I. Matlac, *Aparatura biomedicala* –M.D. Nicu, Editura Tehnica, 1996;
8. R. Negoescu, *Instrumentatie electronica medicala* –Editura Tehnica, Bucuresti, 1985;
9. F. Topoliceanu, S. Lozneanu, *Bioelectrometria* - Editura Tehnica, Bucuresti, 1985;
10. R.V. Ciupa, *Introducere în Electronică Biomedicală*, Inst. Politehnic Cluj-Napoca,1992.
11. A. Gheorghiu, M. Olaroiu, *Investigatii functionale* –Editura All, 1998
12. Al. Nicula, Gh. Cristea, S. Simon. *Electricitate si magnetism*, E.D.P. 1982
13. Georgeta Scipcaru, M. Covic, G. Ungureanu - *Electrocardiografie* - EDP-Buc. 1993;
14. John G. Webster(editor), John W., Jr Clark, Michael R. Neuman, *Medical Instrumentation: Application and Design*, John Wiley&Sons, 1997;
15. M. Lazăr, *Prelucrarea Discretă a Semnalelor Biomedicale Unidimensionale*, Volum I, Editura “Gh. Asachi” Iași, 2005
16. Metin Akay, *Biomedical Signal Processing*, Academic Press, 1994;
17. Dubovy, J., *Introduction to Biomedical Electronics*, Mc.Graw-Hill, Inc., New-York,1987;
18. H.N. Teodorescu - “*Electronică Medicală*”, Note de curs, UT Iași, 2001
19. M. Todica, *Metode aplicative de rezonanta magnetica nucleara*, Presa Universitara Clujeana, 2001.
20. Gh. Cristea, *Biofizica cu orientare medicala*, Vol. 1, Univ. De Vest Vasile Goldis, Arad, 2005.

21. Simu Calin, Electronica Medicala, UPT, 2002
22. Radu Ciorap, Introducere în electronică biomedicală, Editura “PIM” Iași, 2007