

INSTITUTUL POLITEHNIC "TRAIAN VUIA" TIMISOARA
FACULTATEA DE ELECTROTEHNICA

ING. GHEORGHE CIOCLODA

CONTRIBUTII PRIVIND
MASURAREA SI PRELUCRAREA POTENTIALALELOR BIOLOGICE
PENTRU
ANALIZA AUTOMATA A TULBURARILOR DE RITM CARDIAC

Conducător științific
PROF. DR. ING. EUGEN POP

TIMISOARA
- 1981 -

I N T R O D U C E R E

Dezvoltarea cunoștințelor medicale de fiziologie și patologie și a metodelor de diagnostic, tratament și chirurgicale a fost direct corelată, în secolul nostru, cu dezvoltarea informaticii medicale, a electronicii și aparaturii puse de aceasta la dispoziție.

Dintre marile beneficii pe care dezvoltarea electronicii le-a adus medicinei, cardiologia și-a însușit o multitudine de metode tehnice și se poate afirma fără a greși că avantajele au fost reciproce, cerințele diagnosticului și terapiei cardiovasculare stimulând dezvoltarea, perfecționarea și elaborarea de noi aparate electronice medicale.

Domeniul analizei automate a electrocardiogramelor s-a dezvoltat continuu și o varietate de abordări ale acestuia și-a făcut loc în revistele de specialitate. Aparatura electronică medicală destinată prelucrării electrocardiogramelor existentă pe plan mondial se poate clasifica în două mari categorii, și anume :

- Sisteme cu mare putere de calcul prin care se face o analiză de finețe a traseelor ECG. Problema principală a acestor sisteme o constituie programele de analiză și interpretare.

- Sistemele de supraveghere și control. Scopul acestora este de a monitoriza continuu principalii parametri ce caracterizează sistemele cardiovasculare, în vederea detectării imediate a unor anomalii care ar putea afecta starea subiectului, precum și în furnizarea unor informații, ușor de interpretat, asupra stării sistemului cardiovascular în momentul respectiv.

Ambele sisteme conțin module de analiză a tulburărilor de ritm cardiac. Analiza tulburărilor de ritm cardiac este de o importanță deosebită deoarece aritmiile cardiace reprezintă o cauză de morbiditate și mortalitate majoră în patologie.

Lucrarea de față tratează problema analizei automate a tulburărilor de ritm cardiac.

Problemele au fost tratate pe parcursul a șase capitole care se referă la :

1. Caracteristicile sistemelor de culegere a biopotențialelor.
2. Studiul sistemului cardiovascular în vederea sistematizării parametrilor ce caracterizează aritmiile cardiace.
3. Influența rețelei de alimentare în măsurarea biopotențialelor.
4. Studiul filtrelor numerice sub aspect teoretic și mai ales practic în vederea elaborării unui algoritm de analiză spectrală numerică a undei ECG.
5. Elaborarea a doi algoritmi pentru analiza automată a ritmului cardiac.
6. Conceperea, proiectarea și realizarea a două monitoare de ritm cardiac.

Se subliniază că preocupările în domeniul analizei ritmului cardiac nu sînt numai de dată recentă în cadrul Institutului politehnic din Timișoara. Primele cercetări au fost inițiate de prof.dr.ing.Pop Eugen și au avut drept obiectiv elaborarea unui monitor portabil de ritm cardiac.

Cercetări în domeniul analizei ritmului cardiac s-au făcut și la Institutul politehnic București sub conducerea prof.dr.doc.Edmond Nicolau [105].

Pot fi semnalate, de asemenea, unele contribuții ale autorului în legătură cu analiza tulburărilor de ritm cardiac, [15][16][23][24][25][29][31][34].

Lucrarea de față se aliniază în cadrul acestor preocupări. Ea constituie rezultatul unei activități susținute din partea autorului, concentrată mai cu seamă, în ultimii doi ani, sub îndrumarea competentă și plină de înțelegere a conducătorului, prof.dr.ing.Eugen Pop.

Pentru sfaturile și îndrumările primite pe întreaga durată a pregătirii doctoratului, pentru sprijinul profesional și moral acordat cu prilejul elaborării tezei, autorul îi aduce calde mulțumiri și îi rămîne profund îndatorat.

C U P R I N S

Pag.

Cap.1. CARACTERISTICILE SISTEMELOR DE CULEGERE A BIOPOTENTIALLELOR	
1.1. Introducere	1
1.2. Comportarea electrică a electrozilor	3
1.3. Principalele surse de erori introduse de electrozi în sistemele de măsură a biopotentialelor	6
1.3.1. Impedanța electrozilor	6
1.3.2. Deriva și zgomotul electrozilor.	11
Cap.2. SISTEMUL CARDIOVASCULAR	
2.1. Introducere	14
2.2. Activitatea electrică a inimii	15
2.3. Activarea miocardului	16
2.4. Producerea curenților bioelectrici.	18
2.5. Metode de măsurare a vectorului cardiac	20
2.6. Tulburările ritmului cardiac.	26
Cap.3. INFLUENȚA REȚELEI DE ALIMENTARE ÎN MASURAREA BIOPOTENTIALLELOR, AMPLIFICATOARE DE MASURĂ	
3.1. Introducere	30
3.2. Sursele de interferență	30
3.2.1. Inducția electromagnetică.	32
3.2.2. Curenții de deplasare între conductoare.	33
3.2.3. Curenții de deplasare în interiorul corpului	35
3.3. Amplificatoare de măsură	37
3.3.1. Factorul de rejecție pe mod comun	37
3.3.2. Impedanța de intrare	39
3.4. Alte metode de eliminare a zgomotelor	45
Cap.4. APLICATIILE FILTRELOR NUMERICE ÎN MEDICINA	
4.1. Introducere	46
4.2. Prelucrarea electrocardiogramelor	47
4.2.1. Eliminarea zgomotului introdus de rețeaua de alimentare.	48

4.2.2. Analiza spectrală numerică a undei ECG.	51
4.2.3. Măsurarea parametrilor caracteristici undei ECG	54
Cap.5. ALGORITMI PENTRU ANALIZA AUTOMATA A TULBURA- RILOR DE RITM CARDIAC	
5.1. Introducere	62
5.2. Algoritm pentru determinarea activității fizice	63
5.3. Algoritm bazat pe analiza morfologică a undei ECG	64
5.3.1. Descrierea metodei	64
5.3.2. Rezultate experimentale.	67
5.4. Algoritm de identificare a ritmului cardiac de bază prin metode statistice.	75
5.4.1. Introducere	75
5.4.2. Modelarea ritmurilor de bază.	76
5.4.3. Filtrul Kalman	79
5.4.4. Algoritm de calcul	81
5.4.5. Rezultate experimentale.	85
5.5. Concluzii	89
Cap.6. SISTEME DE SUPRAVEGHERE SI CONTROL	
6.1. Introducere	89
6.2. Monitor portabil pentru analiza automată a ritmului cardiac.	95
6.2.1. Obiectivele impuse	95
6.2.2. Descrierea metodei	97
6.2.3. Descrierea monitorului	98
6.2.4. Prelucrarea informațiilor. Rezultate expe- rimentale	105
6.3. Monitor pentru analiza automată a arit- miilor	109
6.3.1. Metoda de identificare și clasificare a extrasistolelor. Parametrii caracteris- tici monitorului	109
6.3.2. Descrierea sistemului de analiză	112
6.3.3. Rezultate experimentale	126

	<u>Pag.</u>
6.4. Concluzii	127
Cap.7. C O N C L U Z I I	128
Anexa 1. PROGRAM FORTRAN PENTRU ANALIZA SPECTRALA NUMERICA A UNDEI ECG	135
Anexa 2. PROGRAM FORTRAN PENTRU ANALIZA AUTOMATA A TULBURARILOR DE RITM CARDIAC PRIN ANALIZA MORFOLOGICA A UNDEI ECG.	143
Anexa 3. PROGRAM FORTRAN DE IDENTIFICARE A RITMULUI CARDIAC DE BAZA PRIN METODE STATISTICE.	155
B I B L I O G R A F I E	174

CAPITOLUL 1

CARACTERISTICILE SISTEMELOR DE CULEGERE A BIOPOTENTIALLELOR

1.1. Introducere

Culegerea biopotențialelor celulelor sau a țesuturilor biologice, excitarea acestora cu ajutorul curentului electric sau măsurarea unor parametrii electrice ai țesuturilor se face prin intermediul unor electrozi fixați în sau pe țesut.

Există o mare varietate de electrozi, determinată de locul culegerii sau excitației, de natura țesutului, de felul înregistrării, de natura tensiunii culese sau a curentului de excitație utilizat, de durata fixării electrozilor, etc., [2], [35], [50].

Cercetările experimentale făcute de autor în măsurarea potențialului electric generat de inimă arată să sistemul de culegere afectează foarte mult precizia măsurării (autorul a utilizat același amplificator de măsură și trei tipuri de electrozi ; din oțel inoxidabil, din argint și electrozi Hewlett Packard Nr.14248A).

În urma analizei morfologice a electrocardiogramei, corespunzătoare derivației D_2 a aceluiași subiect, s-a constatat:

- în primele trei minute din momentul fixării electrozilor, o fluctuație foarte pronunțată a liniei izoelectrice și un zgomot de 50 Hz excesiv de mare (undele P și T erau complet înecate în zgomot) în cazul când s-au utilizat electrozi din argint.

- după 8 minute din momentul fixării electrozilor, o stabilizare perfectă a liniei izoelectrice și eliminarea aproape completă a zgomotului în cazul utilizării electrozilor din argint. Când s-au folosit electrozi din oțel inoxidabil linia izoelectrică mai prezenta mici fluctuații, iar zgomotul de 50 Hz s-a redus considerabil (undele P și T puteau fi recunoscute, dar începutul și sfârșitul acestor unde erau greu de localizat).

- apariția unui zgomot suplimentar în momentul mișcării membrilor de către subiect, când s-au utilizat electrozi din oțel inoxidabil și din argint (aceștia au fost fixați cu benzi de cauciuc). Acest efect nu a apărut când s-au folosit electrozi de tipul Hewlett Packard.

- amplitudinea undelor P, T și a complexului QRS erau mai mici când s-au utilizat electrozi de tipul Hewlett Packard.

- în toate cele 3 cazuri se putea ușor identifica complexul QRS.

Pe baza acestor constatări autorul ajunge la concluzia că în cazurile în care interesează numai caracterul global al activității electrice a țesuturilor biologice și nu mărimea sau alura exactă se poate tolera o anumită instabilitate a sistemului de culegere. În studiile în care se urmăresc înregistrări riguroase, sistemul de culegere trebuie să asigure măsurări de precizie.

În literatura de specialitate se arată fenomenele care limitează performanțele sistemului de culegere, ca : supratensiunea ce apare în condiții de neechilibru electrochimic, polarizarea electrozilor, efectul toxic al materialului din care este confecționat electrodul asupra țesuturilor, efectul catalitic al metalului din electrod asupra unor reacții metabolice din țesut, zgomotul electrochimic, etc.

Wetter, [35], definește patru mecanisme fizice independente care duc la creșterea supratensiunii electrozilor, și anume :

1. Procesul de transfer al sarcinii prin stratul dublu electric (strat format la interfața electrod-electrolit).

2. Difuzia reactanților spre electrod și de la electrod spre soluție.

3. Reacțiile chimice care au loc la suprafața electrodului.

4. Procesul de captare sau de pierdere a atomilor metalici în sau din electrod care duce la apariția unei supratensiuni de cristalizare.

Primele trei componente ale supratensiunii depind de densitatea curentului ce trece prin electrod. Supratensiunea de cristalizare depinde de urmele de impurități active, de neuniformitatea suprafeței metalului, de grosimea stratului

dublu electric. Practic această componentă este foarte mică. Ponderea cea mai mare în supratensiune este dată de supratensiunea de difuzie, când densitatea curentului prin electrod este mare. În condiții apropiate de echilibru, dominantă este supratensiunea datorită transferului de sarcină.

Analizând minuțios aceste procese, autorul face un studiu aprofundat al comportării electrice a electrozilor. Pe baza acestui studiu, autorul stabilește și tratează principalele surse de erori introduse de electrozi în sistemele de măsură a biopotențialelor.

1.2. Comportarea electrică a electrozilor

Deoarece în stratul dublu electric (strat format la interfața electrod-electrolit), [47], [53], [102], se face trecerea de la conducția ionică la cea electronică putem echivala acest strat printr-un condensator cu capacitatea C_H în paralel cu o rezistență R . Valoarea capacității depinde de valoarea curentului prin electrod în starea de echilibru electrochimic.

Autorul demonstrează relațiile de calcul pentru rezistența datorată transferului de sarcină (R_t) și datorată procesului de difuzie (R_d).

Dacă considerăm că supratensiunea datorată transferului de sarcină (η_t) are ponderea cea mai mare în supratensiunea totală (η), afirmație valabilă când densitatea curentului de schimb prin celulă J_0 este mică, legătura dintre supratensiunea η_t și densitatea curentului prin electrod J este dată, [35], de relația :

$$\frac{J}{J_0} = \exp\left(\frac{\alpha Z \eta_t F}{RT}\right) - \exp\left(\frac{-(1-\alpha) Z \eta_t F}{RT}\right) \quad (1.1)$$

unde :- α este coeficientul de transfer ($0 \leq \alpha \leq 1$) ;

F este numărul lui Faraday ;

Z este valența ionului ;

T este temperatura absolută ;

R este constanta gazelor.

Pentru cazul mic, când curentul prin electrod corespunzător stării de echilibru este astfel încât $\eta_t \ll RT/\alpha ZF$, rezistența R_t este dată de relația :

$$R_t = \frac{\partial \eta_t}{\partial I} = \frac{RT}{ZF} \cdot \frac{1}{I_0} \quad (1.2)$$

Pentru curenți mari ecuația (1.1) ia forma :

$$\frac{J}{J_0} = \exp\left(\frac{\alpha Z \eta_t F}{RT}\right) \quad (1.3)$$

și R_t este dat de :

$$R_t = \frac{RT}{\alpha Z F} \cdot \frac{1}{I} \quad (1.4)$$

Pentru exemplificare, considerînd $\alpha = Z = 1$ și $I = 100 \mu A$ rezultă $R_t = 260 \Omega$, iar cînd $I = 10 \mu A$ rezultă $R_t = 2,6 k\Omega$. În fig.1.1.a este reprezentat circuitul electric echivalent al electrodului, circuit care constă din 2 elemente independente de frecvență, dar care depind neliniar de curentul prin electrod în starea de echilibru.

Pentru cazul cînd se iau în considerare și efectele datorită procesului de difuziune este necesar să se introducă încă 2 elemente ca în fig.1.1.b.

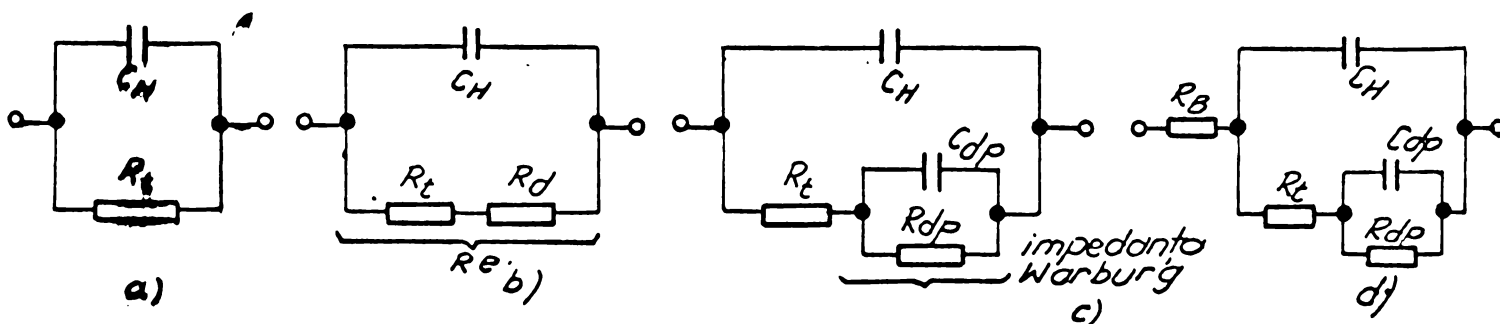


Fig. 1.1.

Fig.1.1

Supratensiunea datorită procesului de difuzie η_d este dată, [35], de relația :

$$\frac{\tilde{J}}{J_s} = 1 - \exp\left(\frac{-|\eta_d| Z F}{RT}\right) \quad (1.5)$$

unde J_s este densitatea de curent de saturație ce corespunde vitezei maxime cu care ionii pot fi transportați la electrod din masa soluției. Din relația 1.5 rezultă formula pentru rezistența datorită procesului de difuzie :

$$R_d = \frac{\partial \eta_d}{\partial I} = \frac{RT}{ZF} \cdot \frac{1}{I_s - I} \quad (1.6)$$

Presupunând că efectele datorită difuziei și transferului de sarcină sînt aditive și condițiile sînt foarte apropiate de echilibru ($\eta = 0$) se poate arăta că $R_e = R_t + R_d$ este dată de expresia :

$$R_e = \frac{RT}{ZF} \left(\frac{1}{I_s} + \frac{1}{I_o} \right) \quad (1.7)$$

Pentru cazul cînd curentul I are o astfel de valoare încît $\eta \gg RT/\alpha ZF$, formula de calcul pentru R_e se obține din însumarea relațiilor 1.4 și 1.6 :

$$R_e = \frac{RT}{ZF} \left(\frac{1}{I_s - I} + \frac{1}{\alpha I} \right) \quad (1.8)$$

Relația (1.5) este valabilă doar în cazul cînd variația curentului prin electrod este foarte lentă. Deci, ecuațiile (1.7) și (1.8) se pot aplica numai în cazul cînd frecvența semnalului de măsurat este foarte joasă. Pentru frecvențe înalte este necesar să se considere efectele reactive care apar prin procesul de difuzie.

Warburg, [35], a făcut analiza distribuției concentrației ce rezultă prin aplicarea unui curent sinusoidal printr-un electrod metal-electrolit ideal. El arată că impedanța datorită difuziei poate fi reprezentată printr-un condensator și un rezistor în serie. În condiții apropiate de echilibru, valorile pentru aceste elemente sînt date de relațiile :

$$R_{ds} = \frac{RT}{Z^2 F^2} \cdot \frac{1}{\sqrt{2\omega}} \frac{1}{C_o \sqrt{D}} \quad (1.9)$$

$$C_{ds} = \frac{Z^2 F^2}{RT} \sqrt{\frac{2}{\omega}} \cdot C_o \sqrt{D} \quad (1.9)$$

unde D este coeficientul de difuzie, ω este pulsația și C_o este concentrația ionică în condiții de echilibru. Se observă că :

$$R_{ds} \cdot C_{ds} = \frac{1}{\omega} \quad (1.10)$$

O reprezentare mai bună din punct de vedere fizic a impedanței Warburg este circuitul RC paralel (fig.1.1.c). Expresiile de calcul pentru acest ultim caz sînt :

$$\begin{aligned} R_{dp} &= \frac{RT}{Z_F^2} \cdot \sqrt{\frac{2}{\omega}} \cdot \frac{1}{C_o \sqrt{D}} \\ C_{dp} &= \frac{Z_F^2}{RT} \cdot \frac{1}{\sqrt{2\omega}} \cdot C_o \sqrt{D} \end{aligned} \quad (1.11)$$

adică,

$$R_{dp} \cdot C_{dp} = \frac{1}{\omega} \quad (1.12)$$

Efectul polarizării ohmice poate fi inclus în circuitul echivalent prin adăugarea unui rezistor R_B în serie (fig.1.1.d)

Din cele prezentate mai sus se poate observa că la frecvențe foarte mari impedanța semicelulei este determinată de C_H și R_B .

La deducerea circuitului electric echivalent nu s-au luat în considerare efectele supratensiunilor datorate reacțiilor posibile și a cristalizării. Acestor efecte le corespund elemente RC în serie cu impedanța Warburg. Relațiile de calcul a acestor elemente în funcție de frecvență sînt complexe și este foarte dificil de apreciat contribuția acestora la impedanța totală a semicelulei.

1.3. Principalele surse de erori introduse de electrozi în sistemele de măsură a biopotențialelor

În acest paragraf autorul prezintă și tratează sursele de erori introduse de sistemul de culegere a biopotențialelor. Pe baza unui studiu aprofundat, autorul ajunge la concluzia că aceste erori depind atît de impedanța electrozilor, cît și de deriva și zgomotul acestora.

1.3.1. Impedanța electrozilor

Impedanța electrozilor poate influența foarte mult acuratețea măsurărilor. Efectele acestora se manifestă sub trei aspecte :

a) Primul și cel mai evident este acela că atenuază semnalul bioelectric. Din acest motiv impedanța de intrare a amplificatorului trebuie să fie mult mai mare decît impedanța internă a sursei de semnal ($\approx 300 \text{ k}\Omega$).

b) Al doilea aspect se manifestă datorită dezechilibrului inevitabil între impedanțele electrozilor. Acest dezechilibru face ca factorul de rejecție pe mod comun al sistemului electrod-amplificator să se reducă substanțial față de factorul de rejecție al amplificatorului.

Este cunoscut faptul că în măsurările ECG apare întotdeauna o interferență între semnalul util, și zgomotul de 50 Hz. În fig.1.2.a se arată schema de principiu a măsurării ECG-ului (derivația standard D_2) și modul în care apare interferența zgomotului datorită cuplajului capacitiv ce există între subiect și rețeaua de tensiune. În fig.1.2.b s-a reprezentat circuitul echivalent pentru calculul factorului de rejecție efectiv (CMR') al sistemului electrod-amplificator. În

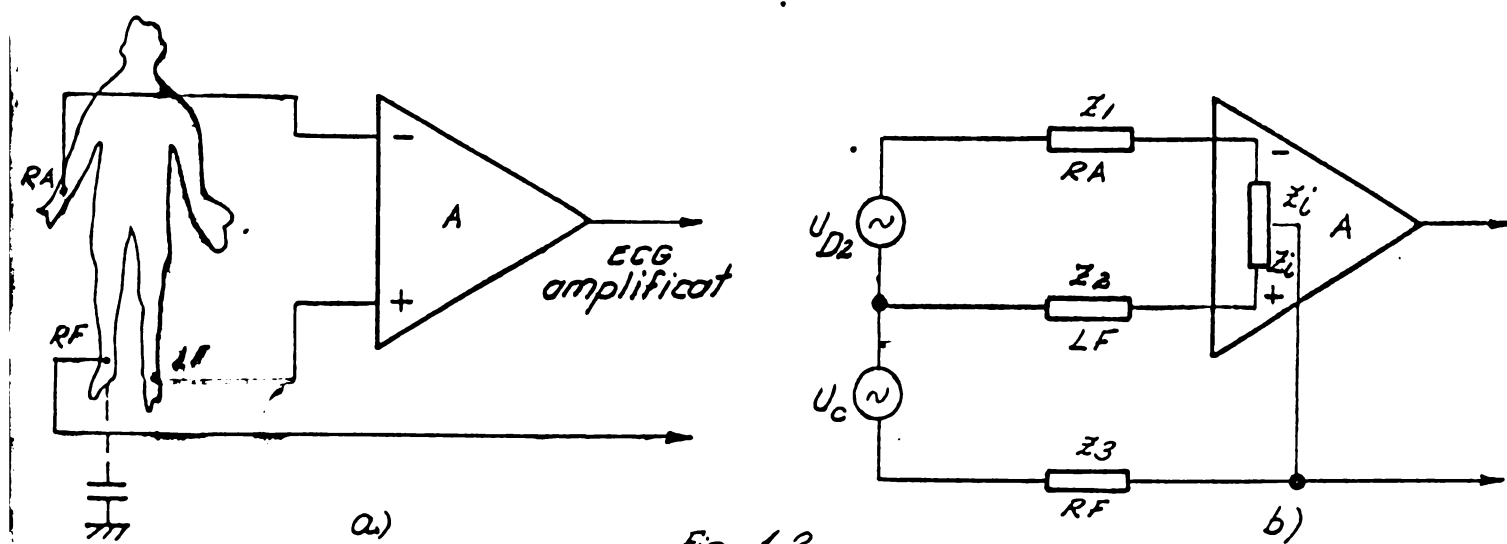


Fig. 1.2.
Fig.1.2

această schemă s-a notat : cu U_{D2} diferența dintre potențialul reperat de electrodul conectat la piciorul stâng (V_{LF}) cu impedanța Z_1 și potențialul recoltat de electrodul conectat la mîna dreaptă (V_{RA}) cu impedanța Z_2 ; cu U_C tensiunea de mod comun care poate fi de cîteva ori mai mare decît mărimea semnalului ECG (0,1 - 3 mV); cu Z_1 impedanța de intrare pe mod comun a amplificatorului utilizat. În funcție de aceste mărimi și de factorul de rejecție al amplificatorului (CMR) se va calcula factorul de rejecție al întregului ansamblu (CMR'). Pentru simplificare considerăm că impedanțele Z_1 , Z_2 , Z_3 și Z_i sînt reale și le notăm cu : R_1 , R_2 , R_3 respectiv R_i . Din fig.1.2.b se observă că tensiunea U_C face ca semnalul diferen-

țial aplicat la intrarea amplificatorului să crească cu :

$$U_1 = U_c \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_1}{R_2 + R_1} \right) \quad (1.13)$$

Tinând cont de factorul de rejecție al amplificatorului (CMR), rezultă că tensiunea de intrare diferențială echivalentă este suma dintre U_1 și U_c/CMR . Dacă $R_1 \gg R_2, R_1, R_2$ această sumă este dată de expresia :

$$U_1' = U_c \left(\frac{R_2 - R_1}{R_1} \right) + \frac{U_c}{CMR} \quad (1.14)$$

Rezultă că factorul de rejecție al sistemului este

$$\frac{1}{CMR'} = \frac{1}{CMR} + \frac{R_2 - R_1}{R_1} \quad (1.15)$$

Se observă din această relație că $CMR' < CMR$. Ca exemplu, pentru un amplificator cu un $CMR = 10^5$ (100 dB), $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ și rezistențele electrozilor de $10 \text{ k}\Omega$ cu o variație maximă de 20% ($R_2 - R_1 = 2 \text{ k}\Omega$) factorul de rejecție al sistemului este $3 \cdot 10^3$.

Se observă o reducere substanțială a CMR' -ului. Avînd în vedere că impedanțele electrozilor în măsurările ECG sînt cuprinse între $1 \text{ k}\Omega$ și $50 \text{ k}\Omega$ și că este posibil să existe un dezechilibru de $10 \text{ k}\Omega$, este necesar ca CMR -ul amplificatorului și rezistența de intrare pentru comuna comună să fie cât mai mare.

c) Al treilea aspect apare în măsurările ECG cînd se utilizează derivațiile augmentate și se datorește folosirii rezistențelor de mediere. Aceste rezistențe, conectate între electrozi, pot introduce erori în sistemul de măsură. Pentru exemplificare consider derivația aVR. În fig.1.3.a este reprezentat circuitul de măsură pentru aVR, iar în fig.1.3.b circuitul echivalent. În această figură s-a notat: cu V_{RA} , V_{LA} , V_{LF} potențialele reperate de cei trei electrozi conectați la mîna dreaptă, mîna stîngă și piciorul stîng ; cu Z_1 , Z_2 , Z_3 impedanțele corespunzătoare celor 3 electrozi ; cu Z_i impedanța de intrare pe mod comun a amplificatorului utilizat și cu k cele 2 rezistențe de mediere.

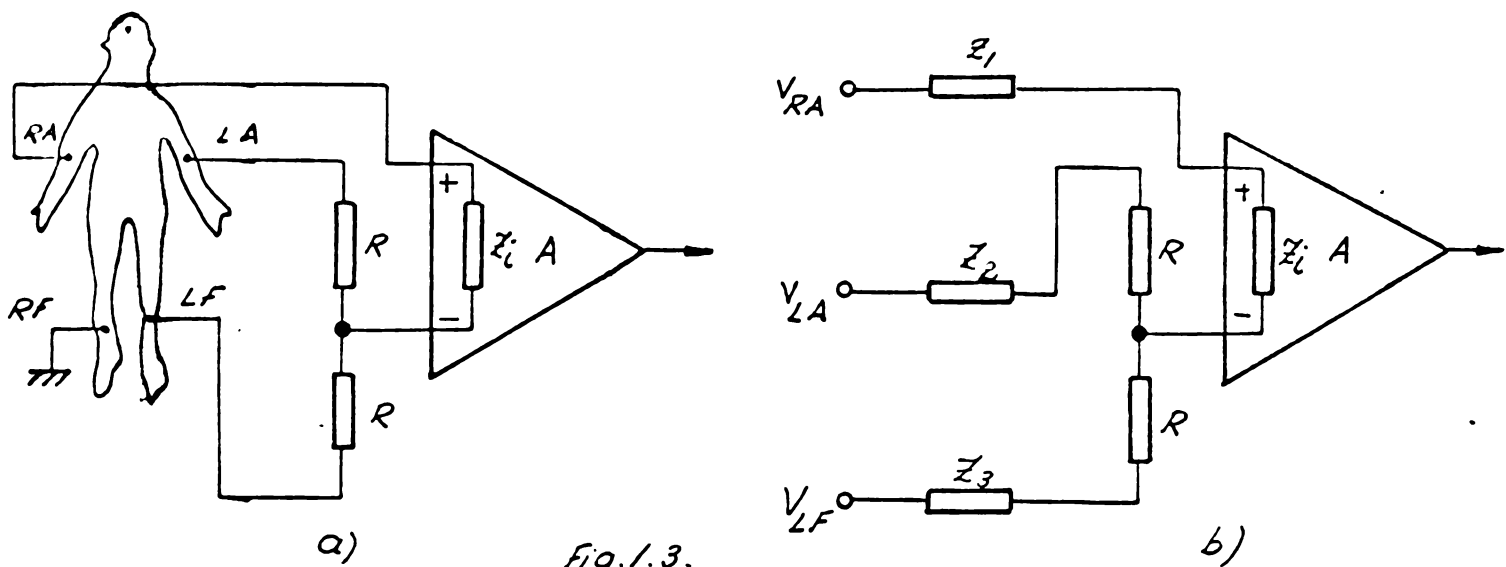


Fig. 1.3.

Fig. 1.3

Rezistențele R au rolul de a aplica la intrarea invertoare a amplificatorului un potențial egal cu $(V_{LF} + V_{LA})/2$. Diferența de potențial ideală aplicată la intrarea amplificatorului va fi egală cu : $V_{RA} - (V_{LF} + V_{LA})/2$. Acest lucru este valabil numai dacă diferența dintre impedanțele electrozilor conectați la piciorul stîng și brațul stîng este foarte mică în comparație cu R și Z_i este foarte mare față de R , adică :

$$\left| |Z_2| - |Z_3| \right|_{\max} \ll R \ll Z_i \quad (1.16)$$

Tinînd cont de această inegalitate, valorile lui R sînt cuprinse între 5 și 50 k Ω . Prin utilizarea acestora precizia măsurării nu este prea mare. Pentru a se obține o precizie mai bună, în cazul utilizării derivațiilor augmentate, se utilizează amplificatoare tampon fixate chiar pe electrozi și cu un amplificator sumator se realizează suma a două potențiale (în cazul derivației aVR : $(V_{LF} + V_{LA})/2$).

Pentru reducerea erorilor sînt preferați electrozi cu impedanță mică. Aceasta depinde foarte mult și de suprafața de contact dintre electrod și piele. (Dacă pielea este uscată impedanța electrodului poate atinge inițial valoarea de 50 k Ω). Electrozii cu suprafață mică au impedanță mare. Din acest motiv pot apărea distorsiuni ale biopotențialului înregistrat, mai ales în cazul în care impedanța amplificatorului este mică. Electrozii cu suprafață mare au avantajul unei impedanțe mici,

însă, dacă suprafața lor este prea mare, ei devin sensibili la mișcările subiectului. În fig.1.4 se arată dependența impedanței electrodului de argint în funcție de frecvență și de suprafața electrodului [121].

Pentru stabilirea unui contact sigur cu impedanță mică, adesea se utilizează o pastă de contact (gelatină) între electrod și țesut. Astfel se asigură o stabilitate mecanică a interfeței electrod-electrolit și prin aceasta crește stabilitatea electrică a electrodului. Rezistența serie introdusă de pastă este mică ($\approx 40\Omega$) și nu afectează precizia măsurării.

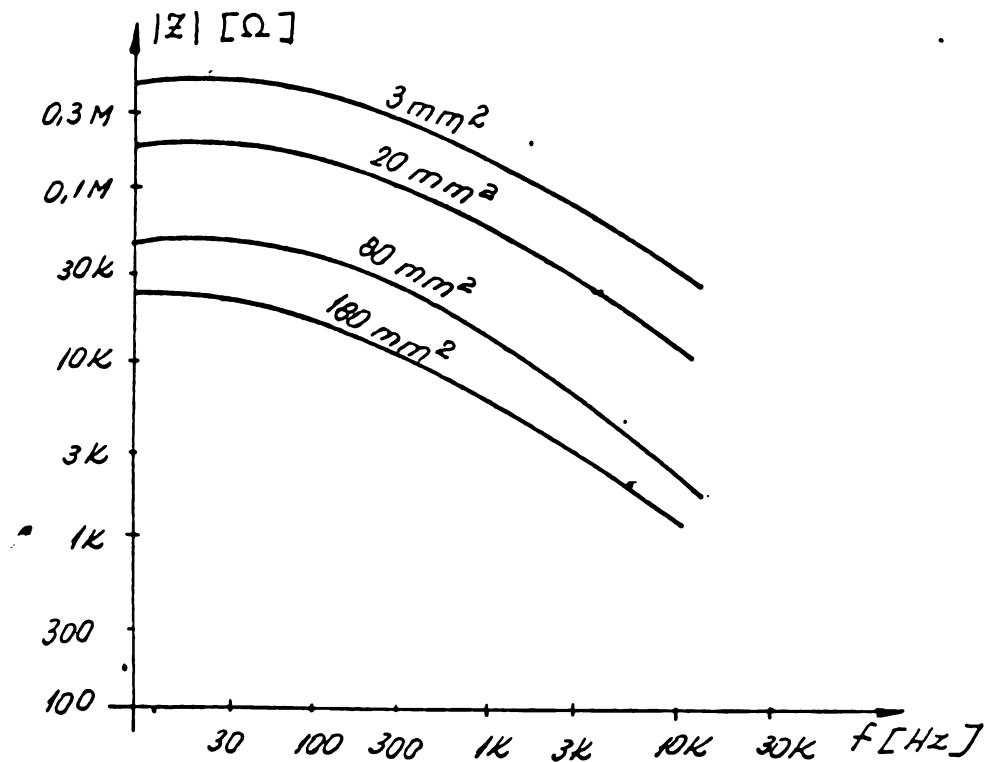


Fig.1.4

Un electrod foarte practic (electrod multipuncte) pentru măsurarea ECG-ului a fost realizat de Lewes [50]. Acesta constă dintr-un grătar de puncte metalice foarte fine din oțel inoxidabil. Cu un astfel de electrod se realizează circa 1000 puncte cu contact activ. Aceste contacte se realizează prin străpungerea stratului exterior al pielii. Rezultatele experimentale arată că acest tip de electrod se comportă la fel de bine ca un electrod cu pastă, adică asigură impedanță mică. Electrozii multipuncte se utilizează în cazurile în care este nevoie ca fixarea electrozilor și înregistrarea ECG-ului să se

facă într-un timp foarte scurt (la acest tip de electrod nu este nevoie ca pielea să fie degresată și să se pună pastă). De asemenea, se utilizează în condiții de joasă temperatură și prudență, condiții în care onto greu să se pătrundă până la de contact.

Trebuie precizat faptul că impedanța electrodului diferă de la subiect la subiect și de locul unde se fixează pe corp. Cercetările experimentale pe mai mulți subiecți arată că la 2% din subiecți impedanța a fost mai mare de 100 kΩ. În fig. 1.5 se arată cum variază componentele impedanței electrodului în funcție de locul unde a fost fixat electrodul, [50]. Măsurările au fost făcute după 2 minute de la fixarea electrodului. Punctele de pe grafic reprezintă media geometrică a măsurărilor făcute pe 20 subiecți.

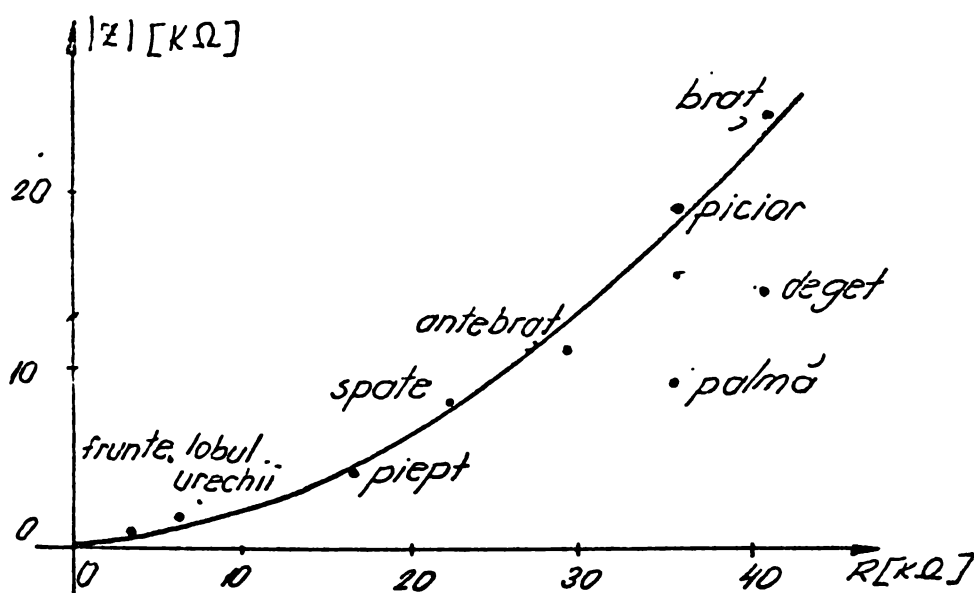


Fig. 1.5.

Fig.1.5

1.3.2. Deriva și zgomotul electrozilor

O altă sursă de erori în măsurarea biopotențialelor o constituie deriva și zgomotul electrozilor.

Deriva apare datorită variației lente a potențialului electrodului pentru atingerea echilibrului electrochimic. În fig.1.6 se arată deriva pentru 3 tipuri de electrozi, [121].

Deriva, în general, se amortizează în câteva ore. Procesul poate fi accelerat prin introducerea electrozilor, înainte de a fi utilizați, într-o soluție de ser fiziologic cu concentrație de 0,9% NaCl. Practic după circa 15 minute de la fixare eroarea introdusă de derivă devine neglijabilă. Electrozii de Ag/AgCl și Cu sînt comparabili din punct de vedere al derivei

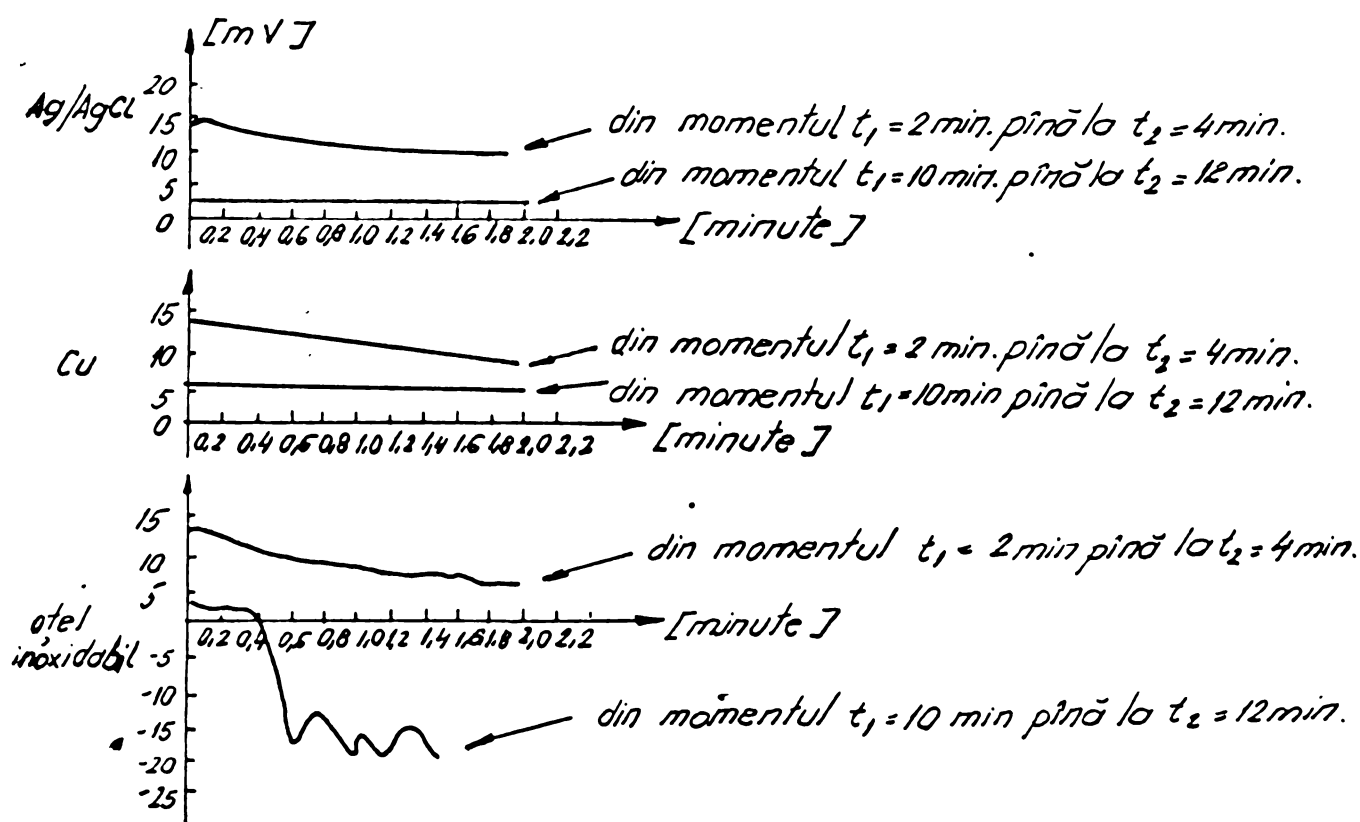


Fig.1.6.

Fig.1.6

(≈ 5 mV în primele minute) și diferiți de electrozul din oțel inoxidabil (≈ 10 mV) care, în plus, prezintă variații neregulate.

La culegerea biopotențialelor, cu ajutorul electrozilor metalici, la interfața metal-electrolit datorită polarizării apar unele perturbații, ca : zgomotul de agitație termică, zgomotul de origine electrochimică și zgomotul de origine electro-mecanică.

Zgomotul de origine termică nu prezintă importanță decât în cazul microelectrozilor (utilizați pentru înregistrarea activității electrice din interiorul celulelor) cu impedanță mare, pentru macroelectrozi valoarea lui este neglijabilă.

Zgomotul electrochimic apare datorită fenomenului de polarizare și în special polarizării de activare, care își are originea în neomogenitățile fizice și chimice de la interfața electrod-electrolit. Zgomotul electrochimic poate atinge valori de la zeci de μV la zeci de mV . Acesta apare sub forma unor fluctuații întâmplătoare în banda de frecvențe foarte joase. Astfel, electrozii din Ag , sub formă de discuri cu diametrul de 3 mm , introduși într-o soluție salină, cu concentrația de 0,9% au o tensiune efectivă de ordinul a 100 μV , a cărei frecvență este de 3 Hz , [50].

Spectrul de frecvență al zgomotului electrochimic este cuprins tocmai în banda de frecvență a majorității biopotențialelor de țesut. Din acest motiv acesta nu poate fi eliminat prin filtrare.

Zgomotul de origine electromecanică este determinat de fluctuațiile potențialului de polarizare la variația suprafeței de contact dintre electrod și electrolit.

În unele măsurări, datorită curenților induși electrostatic sau electromagnetic (mai ales când subiectul suportă o stimulare sau o defibrilare) apare fenomenul de stocare a sarcinii electrice la interfață. Revenirea trebuie să se facă cât mai rapid. Din acest punct de vedere, electrozii din Cu sînt de aproximativ 20 de ori, iar cei din oțel inoxidabil de aproximativ 600 de ori mai lenti decît cei din Ag/AgCl .

În concluzie, pentru reducerea erorilor, este necesar să se acorde o atenție deosebită selectării electrozilor în funcție de natura biopotențialului ce se măsoară și a fixării acestora pentru a se asigura un contact cât mai perfect.

CAPITOLUL 2

SISTEMUL CARDIOVASCULAR

2.1. Introducere

Frecvența foarte mare a bolilor de inimă, cu importanța lor socială justificată de invaliditatea și mortalitatea impresionantă pe care o generează (pe primul loc și la mare distanță față de celelalte cauze de mortalitate generală), impune o informare rapidă a personalului medical despre starea sistemului cardiovascular a subiectului. Lipsa de informare sau informația incorectă au însă consecințe negative mai numeroase și cu efecte mai grave în domeniul bolilor cardiovasculare decât în alte domenii ale medicinei, datorită mai multor factori cu mare pondere statistică. Conform datelor statistice de morbiditate, indiferent de specialitate, medicul este confruntat azi cu probleme cardiovasculare la 50% din pacienți [127]. Din acest motiv, adesea se depășește timpul necesar pentru verificarea semnificației clinice și integrarea datelor în raționamentul clinic sau pentru înscrierea lor în tratatele de specialitate. Ameliorarea acestei situații ar putea fi rezolvată, în condițiile actuale, dacă nu total cel puțin parțial, prin realizarea unor sisteme de analiză automată a activității electrice a inimii. Având în vedere această situație, autorul face un studiu aprofundat al electrocardiografeii.

Pe baza acestui studiu, autorul analizează și sistematizează cei mai importanți parametri, ce caracterizează tulburările ritmului cardiac în scopul de a elabora algoritmi de analiză automată a disritmiilor cardiace.

Electrocardiografia constituie, în condițiile actuale, cea mai importantă metodă în diagnosticul bolilor cardiace deoarece modificările traseului electric oferă informații variabile și în multe boli de inimă. Este cea mai importantă metodă în ceea ce privește precizarea existenței, naturii și

particularităților tulburărilor ritmului cardiac. Trebuie precizat că aspecte patologice cu caractere asemănătoare între ele se pot datora unor stări patologice sau numai unor modificări "fiziologice", vegetative, astfel încât semnificația lor clinică este foarte diferită [113], [127], [133]. De aceea, electrocardiograma trebuie interpretată întotdeauna, ținând seama de întregul context de date clinice și de laborator ale subiectului.

Există astăzi o bază suficientă pentru o interpretare automată a electrocardiogramei. De aceea, autorul redă foarte succint tocmai aceste noțiuni indispensabile cu privire la bazele fiziologice moderne ale interpretării automate a electrocardiogramei.

2.2. Activitatea electrică a inimii

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 [121]. Activitatea electrică precede pe cea mecanică și determină ritmul bătăilor inimii. Ea poate fi înregistrată practic sub forma de undă ECG, care evidențiază suma algebrică a modificărilor de potențial a tuturor fibrelor miocardului [127]. Fiecărei revoluții cardiace îi corespunde un grup de unde succesive notate cu P, Q, R, S, T, U (fig.2.1).

Unei unde i se apreciază următoarele elemente semiologice : durata exprimată în sutimi de secundă; amplitudinea exprimată în mV și zecimi de mV ; orientarea axială sau vectorială exprimată prin unghiul făcut cu linia orizontală orientată spre stînga ; forma, adică particularități de aspect care nu pot fi exprimate în cifre.

Segmentele reprezintă porțiuni de traseu cuprinse între două unde succesive. Segmentul TP corespunde diastolei ventriculare și reprezintă nivelul liniei zero, servind în acest sens ca reper pentru toate celelalte elemente componente ale electrocardiogramei. În electrocardiografie au importanță practică numai două segmente : PQ (sau PR) și ST.

Intervalele exprimă durata dintre două puncte anumite ale traseului, cuprinzând un segment și una sau două unde.

În electrocardiografia clinică sînt importante : intervalul PQ (sau PR) care cuprinde unda P și segmentul PQ ; intervalul QT care cuprinde complexul QRS, segmentul ST și unda T și care e-

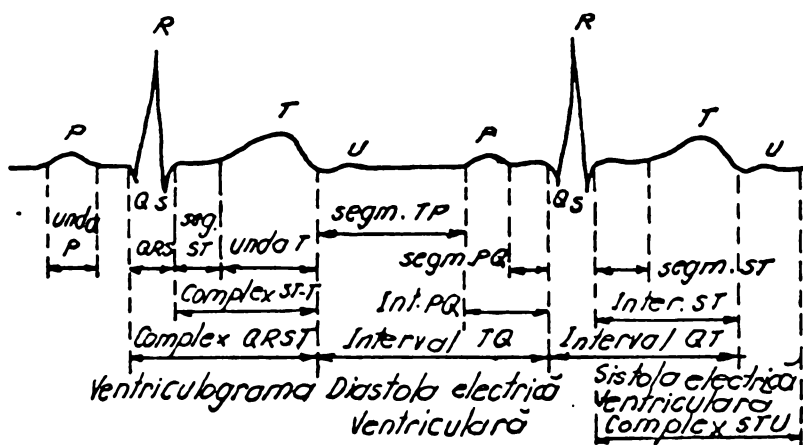


Fig. 2.1.

Fig.2.1

chivalează cu sistola electrică ventriculară ; intervalul RR (sau PP) care reprezintă durata unei revoluții cardiace. În caz de bloc A-V de gradul II sau III, în disociația A-V și alte aritmii durata intervalului PP diferă de durata intervalului RR.

2.3. Activarea miocardului

În mod normal, excitația care determină activitatea inimii ia naștere în mod automat și ritmic în nodul sinuzal (NS), situat pe peretele postero-superior al atrului drept (AD) [127]. De aici unda de excitație se propagă în ambele atri (fig.2.2).

Viteza de propagare a activării miocardului atrial este de aproximativ 1000 mm/sec., astfel că întreg miocardul atrial se activează în aproximativ 0,10 sec. Atrium stîng (AS) începe și termină activarea ceva mai tîrziu ca AD.

Unda de excitație se transmite de la atri la ventriculi prin nodul atrioventricular (NAV). Viteza de propagare este de aproximativ 200 mm/sec. și ca urmare, conducerea atrioventriculară durează între 0,12 și 0,21 sec. În continuare, excitația este condusă prin fasciculul His (FH), care se împarte în două ramuri principale : una pentru ventriculul stîng (VS) și alta

pentru ventriculul drept (VD). Fiecare ramură se arborizează în fascicule și apoi într-o rețea întinsă subendocardică. Viteza de propagare este de aproximativ 3000 - 4000 mm/sec. De la rețeaua subendocardică unda se propagă în miocardul de lucru a ventriculilor prin celulele Purkinje cu o viteză de aproximativ 400 mm/sec. Întreaga masă ventriculară este activată în 0,10 sec. Cei doi ventriculi sînt activați practic simultan, începînd cu fața stîngă a septului interventricular, apoi regiunea apicală, pereții laterali de jos în sus și, în cele din urmă, regiunile ventriculare bazale și ale conurilor arteriale.

Orice fibră miocardică odată activată se găsește în continuare oțva timp în stare refractară, adică nu poate fi excitată de nici un alt impuls sosit în acest timp.

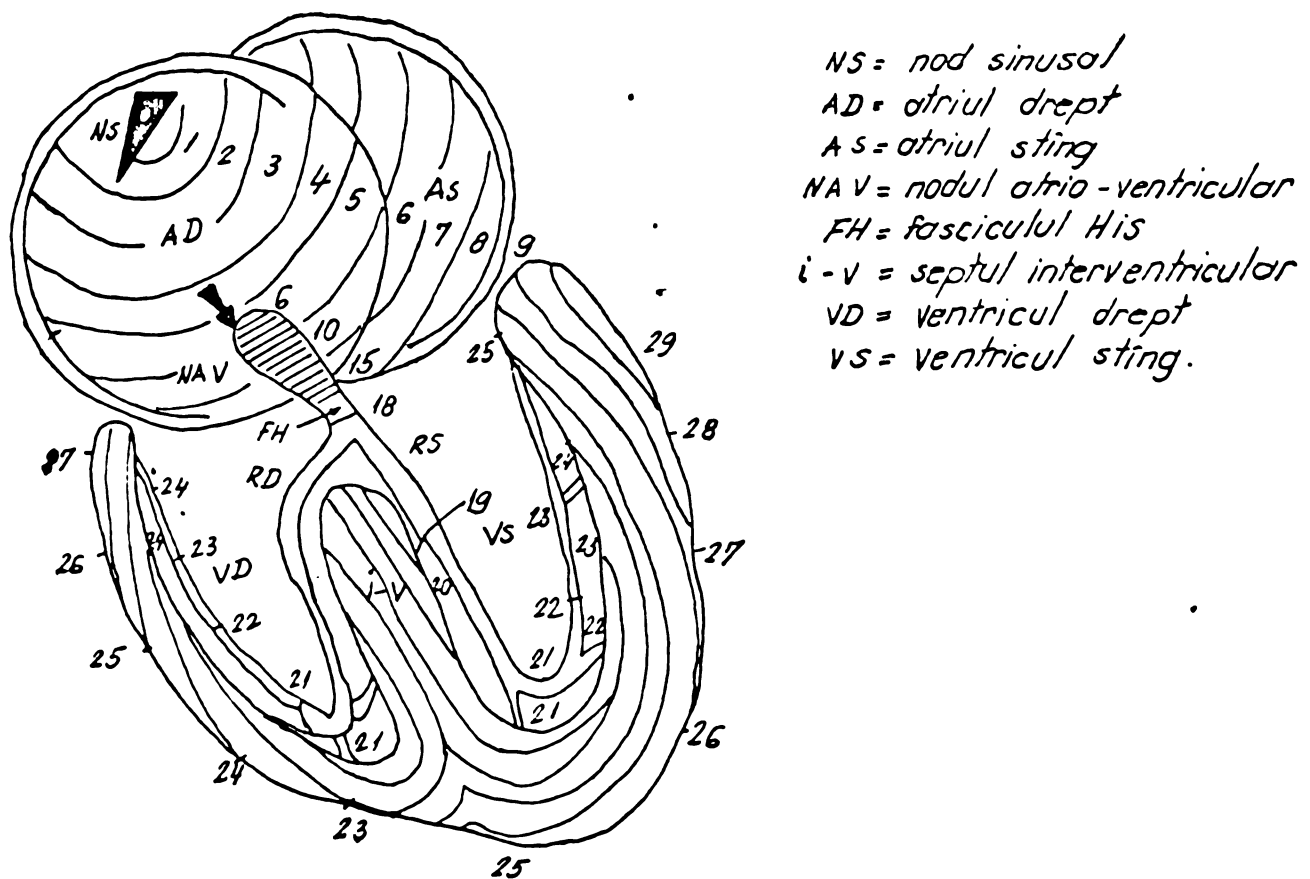


Fig. 2.2.

Fig.2.2

2.4. Producerea curenților bioelectrici

Curentul bioelectric se naște din relația celor două compartimente biochimice, celular și extracelular, separate de membrana celulară. Membrana celulară, deși este sediul unor permanente schimburi echivalente de ioni, menține o compoziție, specifică, diferențiată, între mediul intracelular față de cel extracelular. Repartiția inegală a ionilor de cele două părți ale membranei celulare face ca aceasta, chiar în condiții de repaus, să fie polarizată, adică să aibă o încărcare deosebită a celor două fețe, negativă în interior și pozitivă în exterior. (fig.2.3).

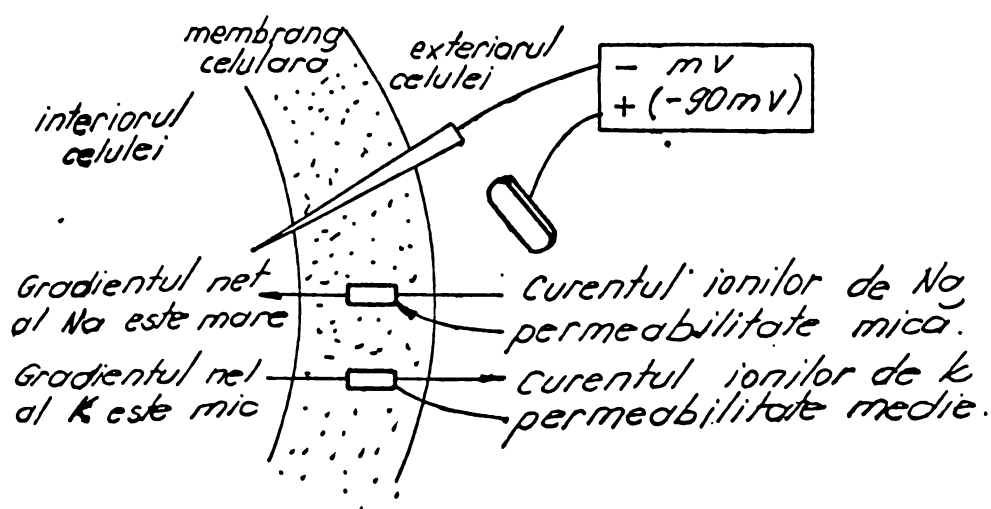


Fig.2.3.

Fig.2.3

Trecerea ionilor prin membrana celulară se realizează prin mai multe mecanisme reglate de factorii :

- gradientul de concentrație (pentru celula nervoasă la mamifere concentrația ionilor de K este de aproximativ 30 de ori mai mare în lichidul intracelular decât cel extracelular, iar a ionilor de Na de aproximativ 10 ori mai mare în lichidul extracelular față de cel intracelular), [113];

- permeabilitatea membranei ;
- sarcina electrică a ionului respectiv și polarizarea membranelor în locurile de trecere ;

În condiții de echilibru electric, potențialul de repaus este de aproximativ -90 mV, [121]. Starea de echilibru electric

se înregistrează pe electrocardiogramă printr-o linie orizontală, ce reprezintă intervalul de la sfârșitul undei T la unda P care urmează (linie numită izoelectrică).

Odată cu excitarea (fiziologică sau artificială) unei celule sau a unui țesut, permeabilitatea fizico-biologică se schimbă brusc și dă naștere unei noi repartiții a ionilor (fig.2.4). Cu aceasta se schimbă și polarizarea electrică a membranei în raport cu starea de repaus, adică se produce depolarizarea. Exteriorul celulei activate devine negativ în raport cu interiorul și diferența de potențial fiind de aproximativ 30 mV, [113], [121].

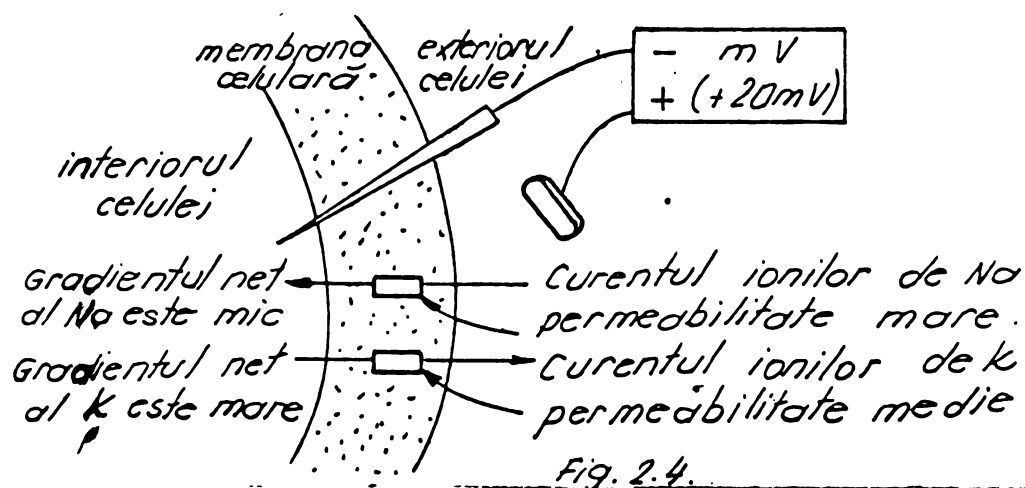


Fig.2.4

Odată produsă activarea (depolarizarea), urmează în mod necesar și un proces invers de dezactivare sau recuperare, prin care se restabilesc proprietățile fizico-biologice ale membranei celulare, faza de repolarizare. Repolarizarea oricărei celule se face în două etape :

- repolarizarea se face lent, existînd diferențe minime de potențial între zonele activate și cele recuperate ;

- repolarizarea se face rapid, existînd diferențe apreciabile de potențial între partea activată și cea dezactivată.

Pe ECG, complexul QRS corespunde depolarizării ventriculare, segmentul ST corespunde fazei de repolarizare ventriculare lente, iar unda T fazei de repolarizare ventriculare rapide.

Pentru ca să se genereze potențialul de acțiune este necesar ca în urma stimulării să se atingă un potențial de prag

de aproximativ -60 mV, [113]. Grupul de fibre miocardice a căror pantă a depolarizării (fig.2.5) este abruptă și atinge mai repede nivelul potențialului de prag, reprezintă pacemakerul activ care conduce depolarizarea întregului miocard. Nodul sinuzal este pacemakerul activ fiziologic, [127]. Când panta fazei de depolarizare a nodului atrioventricular sau a altor centri ectopici devine mai abruptă decât cea a nodului sinuzal aceștia prăiau conducerea depolarizării devenind centri ectopici.

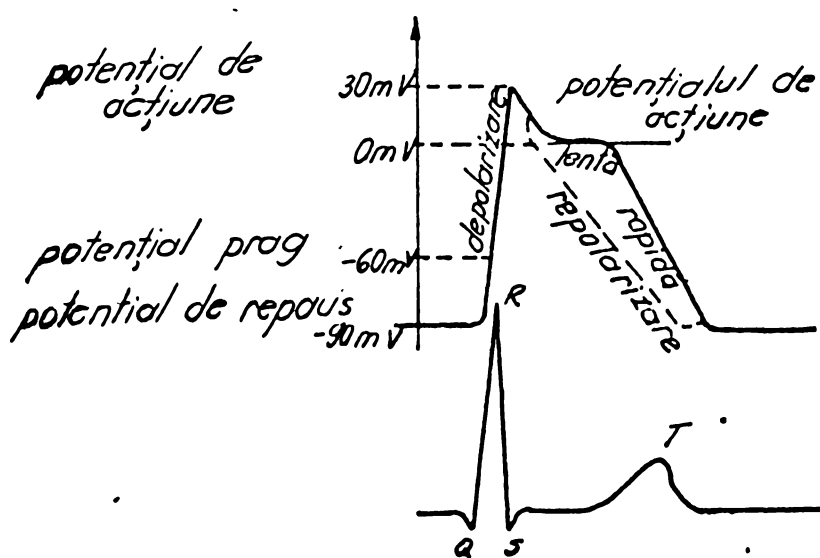


Fig. 2.5.

Fig.2.5

2.5. Metode de măsurare a vectorului cardiac

Inima, din punct de vedere electric, poate fi privită ca un generator electric situat într-un volum conductor, corpul omenesc. În momentul în care într-o celulă sau într-un țesut există o porțiune activată, polarizarea electronegativă a acesteia și polarizarea electropozitivă a părții neactivate creează un dipol cardiac. Vectorii cardiaci, corespunzători dipolilor cardiaci pe care-i reprezintă, dintr-un anumit moment al revoluției cardiace se numesc vectori cardiaci instantanei. Vectorul cardiac rezultat, obținut prin însumarea tuturor vectorilor instantanei ai masei ventriculare în cursul depolarizării acestuia, este considerat ca fiind vectorul cel mai reprezentativ al inimii și este cunoscut și sub denumirea de ax electric al inimii. Pentru a se obține o imagine fidelă a distribuției spațiale a câmpului electric cardiac este necesar să se facă înregistrări

ale vectorului cardiac pe mai multe axe. Pentru a putea determina amplitudinea cât și poziția unghiulară a sa, o singură măsurare nu este suficientă. Sînt necesare minimum două măsurări și rezultatele să fie trecute pe o diagramă verticală a cărui sistem de axe este ortogonal.

a) Măsurarea vectorului cardiac în plan frontal.

În practica medicală se utilizează măsurarea a 3 proiecții ale vectorului cardiac pe un sistem de 3 axe ce formează între ele un unghi de 60° (triunghiul lui Einthoven, fig.2.6), [100], [121], [133].

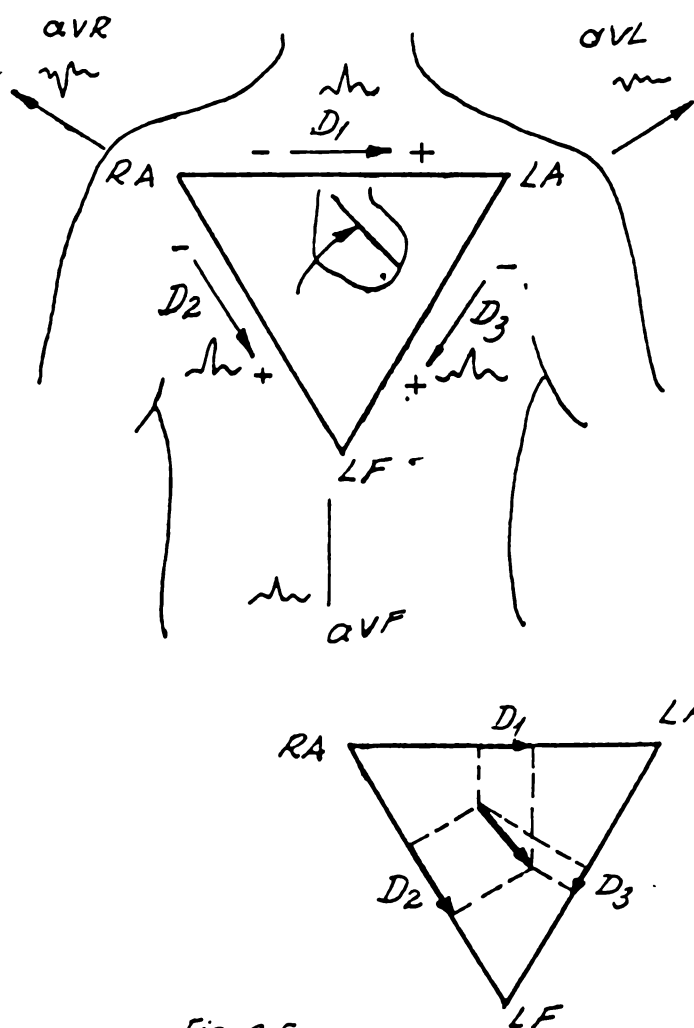


Fig. 2.6.

Fig.2.6

Astfel de înregistrări sînt cunoscute sub numele de derivații bipolare (se mai numesc și derivații standard). Într-o derivație bipolară se utilizează 2 electrozi exploratori. Amplitudinea diferenței de potențial reperate este proporțională cu proiecția vectorului cardiac pe axa de explorare (axa de

unește cei 2 electrozi). In aceste derivații se măsoară diferențele de potențial dintre 2 membre (fig.2.7).

In cazul în care se utilizează un singur electrod explorator, iar celălalt electrod are practic un potențial constant (electrod indiferent), se obțin derivațiile unipolare (fig.2.8)

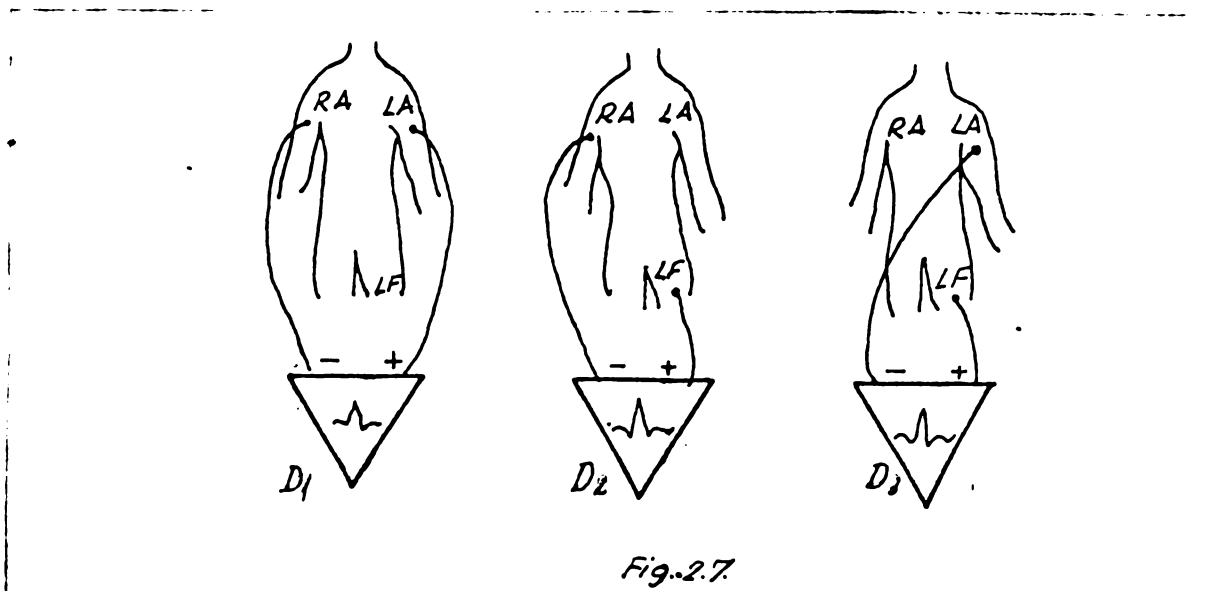


Fig.2.7

Acestea pot fi îndepărtate (electrodul explorator este plasat la membre) sau apropiate (electrodul explorator este plasat pe torace). Primele se numesc derivații unipolare augmentate iar ultimele derivații unipolare toracice (se mai numesc și precordiale).

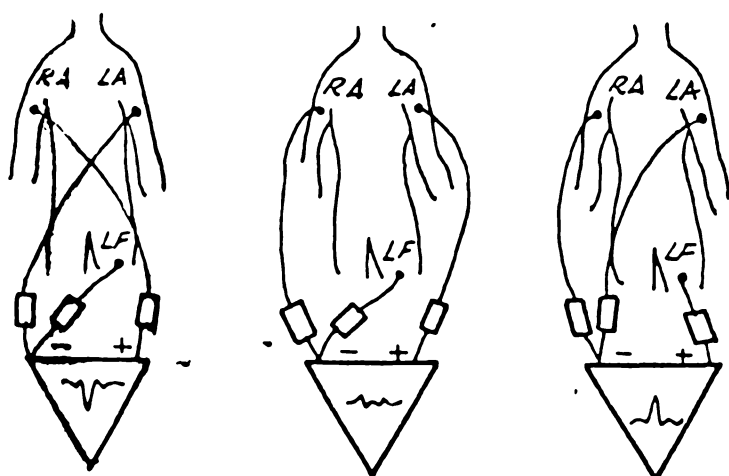


Fig.2.8

Fig.8

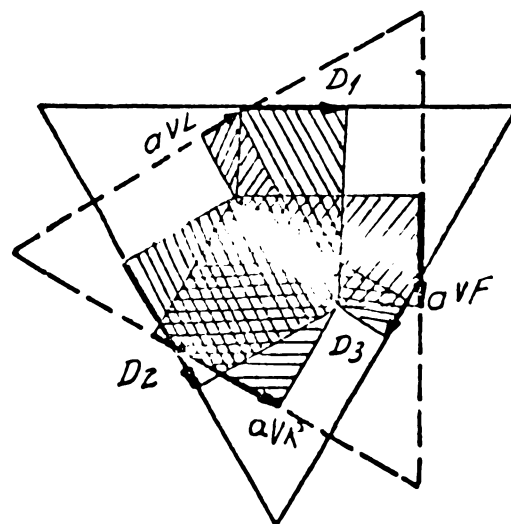


Fig.2.9

Fig.9

Cele 3 derivații augmentate înregistrează proiecția vectorului cardiac pe laturile unui triunghi echilateral care este

rotit cu 30° față de triunghiul lui Einthoven (fig.2.9), [121].

Deoarece atât în derivațiile standard cât și în cele unipolare ale membrelor se înregistrează diferențe de potențial între două puncte dintr-un sistem de trei puncte fixe, ele sînt legate între ele prin relații fizice riguroase care se pot exprima matematic prin relațiile :

$$U_{D1} + U_{D3} = U_{D2} \quad (2.1)$$

$$U_{aVR} = \frac{-U_{D1} + U_{D2}}{2} ; \quad U_{aVL} = \frac{U_{D1} - U_{D3}}{2} ; \quad U_{aVF} = \frac{U_{D2} + U_{D3}}{2}$$

Proiecțiile unui vector cardiac pe axele derivațiilor standard și a celor unipolare ale membrelor, fiind corelate între ele matematic, orientarea unui vector în planul frontal se poate exprima cu ușurință și exactitate dacă se cunosc aceste proiecții.

Direcția orizontală orientată spre stînga este considerată ca poziție de 0° (fig.2.10). Orice orientare care se abate de la această poziție de 0° în sens orar, se notează cu grade pozitive de la 0° la $+180^\circ$ (orizontala orientată spre dreapta). Orice orientare a unui vector care se abate de la linia 0° în sens antiorar, se notează cu grade negative de la 0° la -180° .

Sensurile pozitive ale celor trei derivații standard și augmentate sînt, [127] :

$$D_1 = 0^\circ ; \quad D_2 = +60^\circ ; \quad D_3 = +120^\circ ; \quad (2.2)$$

$$aVR = -150^\circ ; \quad aVL = -30^\circ ; \quad aVF = +90^\circ$$

Sensurile negative au o poziție diametral opusă, și anume :

$$D_1 = 180^\circ ; \quad D_2 = -120^\circ ; \quad D_3 = -60^\circ ; \quad (2.3)$$

$$aVR = +30^\circ ; \quad aVL = +150^\circ ; \quad aVF = -90^\circ ;$$

În cele mai multe condiții normale, vectorii cardiaci principali sînt orientați în jos și spre stînga în jur de $+45^\circ$. Aceasta înseamnă că proiecțiile vectorului cardiac sînt pozitive în toate cele 3 derivații standard, cu amplitudine mai mică în D_3 decît în D_1 . Aceasta se numește orientare intermediară.

Orientările în sens orar (de la 0° la $+130^\circ$) se consideră orientări sau devieri de ax spre dreapta. Caracteristica lor este că

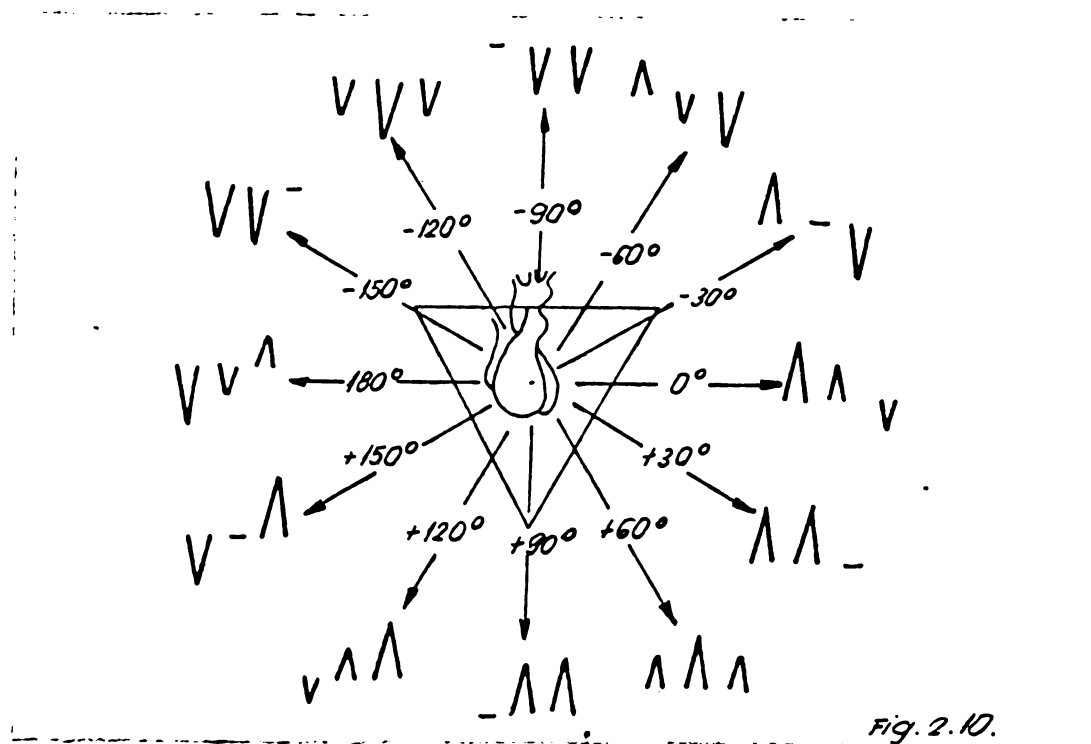


Fig.2.10

proiecția vectorului în D_1 este mai mică decât în D_3 sau este negativă, în timp ce în D_3 ea este totdeauna pozitivă.

Orientările în sens anterior (de la $+45^\circ$ la -90°) se consideră devieri de ax spre stînga. Caracteristica lor este că proiecția vectorului în D_3 este negativă, iar în D_1 este pozitivă.

Pentru orientările vectoriale în jur de -150° și -90° se folosește expresia de orientare antiapicală (opusă orientării vârfului inimii).

În fig.2.10 sînt reprezentate raporturile dintre cele 3 proiecții în derivațiile standard ale unor vectori cardiaci considerați din 30° în 30° , [127].

Pentru determinarea orientării unui vector cardiac se poate proceda astfel :

- se evaluează sensul și mărimea proiecției în fiecare derivație ;
- dacă într-una din derivații proiecția este nulă vectorul are direcția perpendiculară pe axul derivației respective. Sensul va fi indicat de orientarea celor două proiecții. De exemplu, o proiecție nulă în D_3 indică o orientare a vectorului

la $+30^\circ$ (proiecțiile în D_1 și D_2 sînt pozitive) sau la -150° (proiecțiile în D_1 și D_2 sînt negative) ;

- dacă în două derivații standard proiecțiile sînt egale iar în derivația a treia este dublă, vectorul are o direcție paralelă cu axul ultimei derivații. Sensul este indicat de orientarea celor 3 proiecții. De exemplu, o proiecție maximă în D_2 și de mărime egală cu dublul mărimii din D_1 și D_3 corespunde unui vector cu o orientare la $+60^\circ$ (dacă proiecțiile sînt pozitive în toate 3 derivațiile) sau -60° (dacă proiecțiile sînt negative în toate 3 derivațiile) ;

- dacă raporturile între proiecții nu corespund exact cu nici una din cele 2 situații de mai sus, se consideră situația cea mai apropiată de una din ele.

Evaluarea exactă se face prin determinarea suprafeței acelei unde în fiecare derivație.

Orientarea vectorială este un element fundamental de semiologie electrocardiografică atît pentru unda P, QRS cît și T.

b) Măsurarea vectorului cardiac în plan transversal

Procedeeul constă în crearea unui electrod indiferent prin însumarea potențialelor de la brațul stîng și drept și de la piciorul stîng, iar al doilea electrod se plasează pe piept în diferite puncte (fig.2.11). Măsurările în plan transversal sînt cunoscute și sub numele de măsurări în V, după forma semnalelor obținute, [121]. Electrocul explorator se fixează pe aria precordială.

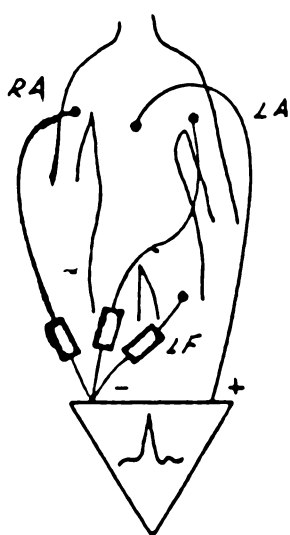


Fig. 2.11

Fig.2.11

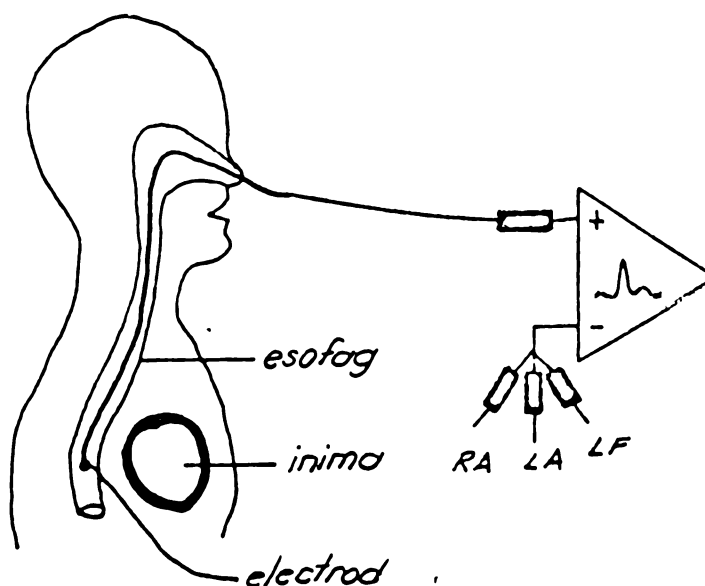


Fig 2.12.

Fig.2.12

c) Măsurarea vectorului cardiac în plan sagital

Procedeul constă în realizarea unui electrod indiferent, asemănător ca la planul transversal, iar electrodul explorator se introduce în esofag sub forma unei sonde, [121]. Astfel de derivații se numesc esofagiene (fig.2.12).

2.6. Tulburările ritmului cardiac

Tulburările ritmului cardiac sau disritmiile cardiace pot fi grupate, în linii generale, [113], [127], [133], astfel :

- tulburări ale ritmului sinuzal;
- tulburări de ritm prin creșterea excitabilității în unele focare ectopice ;
- tulburări de ritm prin anomalii de conducere intramio-cardică ;
- alte tipuri de tulburări de ritm.

a) Tulburările ritmului sinuzal

În aceste cazuri, excitația se formează în nodul sinuzal, ca și în mod normal, de unde se transmite la atri și ventriculi, dar se perturbă ritmul de formare a acestor impulsuri sinuzale. În această categorie sînt incluse : tahicardia și bradicardia sinuzală respiratorie și aritmia sinuzală fazică.

Tahicardia sinuzală se caracterizează prin ritm mare (peste 100 bătăi/minut la adulți), intervalele RR din unda ECG fiind aproximativ constante.

Bradicardia sinuzală se exprimă prin ritm lent (între 50 - 35 bătăi/minut), intervalele RR sînt cvasiconstante.

Aritmia sinuzală respiratorie se manifestă prin accelerări ale ritmului spre sfîrșitul inspirației și răriri spre sfîrșitul expirației. Pe ECG se manifestă prin diferențe între intervalele RR. Diferența dintre cele mai lungi intervale și cele mai scurte depășesc 0,12 sec.

Aritmia sinuzală fazică se caracterizează prin variații mari ale ritmului cardiac, care nu sînt dependente de respirație.

b) Tulburări de ritm prin creșterea excitabilității unor focare ectopice

În această categorie sînt incluse extrasistolele, tahicardiile paroxiste, flutterul, fibrilația și ritmurile funcționale.

Focarele ectopice sînt situate oriunde în miocard, în afara nodului sinuzal. Ectopia focarului care a generat o anumită sistolă se recunoaște pe ECG prin :

- anomalii de morfologie ale atriogramei (P) sau ventriculogramei (QRST) ;
- alterări ale ritmului cardiac în raport cu ritmul de bază.

Focarele supraventriculare atriale se recunosc prin prezența undelor P, care au o altă morfologie și orientare vectorială decît în cazul ritmului sinuzal, dar cu intervale PQ normale (peste 0,12 sec) ; undele P sînt urmate de complexe QRST normale.

Focarele supraventriculare nodale se recunosc prin prezența de unde P cu orientare vectorială de jos în sus (undele P sînt negative în D_2 și D_3), fie înainte de complexul QRS dar cu PQ sub 0,12 sec. (sistolă nodală superioară sau supranodală), fie după QRS (sistolă nodală inferioară sau infranodală), fie suprapusă cu QRS (sistolă nodală medie sau juxtanolală).

Focarele ventriculare se recunosc prin :

- lipsa undelor P proprii ;
- prezența de complexe QRS lărgite (peste 0,13 sec)

Extrasistolele sînt bătăi cardiace ectopice care "parazitază" un ritm de bază. Acolo bătăi se caracterizează prin faptul că sînt totdeauna mai precoce, adică apar mai devreme decît ar surveni proxima bătăie a ritmului de bază. Cele mai frecvente extrasistole sînt urmate de pauză compensatoare, prin faptul că anulază sistola imediat următoare a ritmului de bază și se va valida doar cea de a doua (suma pauzelor pre- și postextrasistolice este egală cu dublul pauzei de bază). Uneori extrasistolele sînt interpolate, adică se intercalează între două sistole succesive ale ritmului de bază, fără să se anuleze nici una (suma pauzelor pre- și postextrasistolice este egală cu durata unei singure pauze a ritmului de bază). Extrasistolele pot surveni izolat sau grupate în salve. Cînd fiecare sistolă normală este urmată de o extrasistolă se spune bigeminism, iar cînd două sistole normale sînt urmate de o extrasistolă se spune trigeminism.

Tahicardia paroxistică se caracterizează prin atacuri de bătăi cardiace foarte frecvente (peste 160 bătăi/min.) de ori-

gine supraventriculară sau ventriculară. Atacul apare brusc și poate dura minute, ore, zile sau săptămâni. În timpul accesului ritmul se menține constant.

Fibrilația atrială se recunoaște prin lipsa undelor P, iar fibrilația ventriculară se manifestă prin unde ventriculare de amplitudine mică, foarte neregulate și frecvente.

Flutterul atrial se exprimă prin unde atriale F frecvente (300/min) și foarte regulate. Complexele QRS survin tot după a doua, a treia, a patra undă F (transmitere 2:1, 3:1, 4:1).

Disociația atrioventriculară exprimă depolarizarea atrială și ventriculară din centri electrici separați. Inima funcționează cu două ritmuri care se interferează.

c) Tulburările de ritm prin anomalii de conducere

Tulburările conducerii impulsului se numesc blocuri. Acestea se clasifică în raport cu localizarea, gradul și cauzele lor, [127].

Blocul sinoatrial se recunoaște prin lipsa pe electrocardiogramă din când în când a unui complex PQRS, existînd astfel o pauză dublă față de pauza normală a ritmului de bază.

Blocul atrioventricular este cea mai importantă tulburare de conducere care determină aritmii. Se poate prezenta sub mai multe forme :

- Bloc A-V de gradul I caracterizat prin prelungirea intervalului PQ peste limita normală corespunzătoare ritmului de bază, fără să se piardă nici un complex QRST.

- Blocul A-V de gradul II este caracterizat prin aceea că o parte din excitațiile atriale nu se mai transmit la ventriculi. Pe ECG existînd mai puține complexe QRST decît unde P. Sînt două variante : blocul A-V parțial cu perioade Wenchebach caracterizat prin aceea că intervalul PQ se alungește progresiv de la o sistolă la alta pînă cînd o undă P nu mai este urmată de un complex QRST și blocul A-V parțial 2:1 caracterizat prin aceea că tot a doua undă P nu mai este urmată de un complex QRST.

- Bloc A-V de gradul III (bloc complet, cu disociație atrioventriculară) caracterizat prin faptul că nici un impuls atrial nu se mai poate transmite la ventriculi, a căror activitate este preluată de un centru propriu, astfel încît activitatea atrială și cea ventriculară se desfășoară în mod independent una de alta : undele P se succed cu o frecvență proprie iar

complexele QRS au o altă frecvență, de obicei, mai mică decât a undelor P, în general regulată.

În acest capitol, autorul a prezentat, pe baza consultării unei bibliografii foarte vaste, succint principalii parametri care intervin în diagnosticul bolilor de inimă. Pornind de la ideea că analiza electrocardiogramei constituie cea mai importantă metodă în ceea ce privește precizarea existenței, naturii și particularităților tulburărilor ritmului cardiac, autorul a sistematizat în acest capitol elementele esențiale ce caracterizează anomaliile de ritm în vederea stabilirii unor metode de analiză automată a aritmiilor. Algoritmii de analiză automată se vor prezenta în capitolul 5.

INFLUENȚA REȚELEI DE ALIMENTARE ÎN MĂSURAREA
BIOPOTENȚIALELOR. AMPLIFICATOARE DE MĂSURĂ

3.1. Introducere

Majoritatea potențialelor biologice ale țesăturilor sînt potențiale lent variabile, avînd o bandă de frecvență între 0 Hz (c.c.) și 300 Hz, exceptînd electromiograma și electronervograma, al căror spectru de frecvență se extinde pînă la 10 kHz. Amplitudinea acestor biopotențiale este de ordinul a 10 μ V - 10 mV.

Interferența zgomotului de 50 Hz cu semnalul util creează dificultăți în înregistrarea și prelucrarea biopotențialelor. Sursa acestei interferențe este tensiunea din rețeaua de alimentare care este inevitabil prezentă în orice situație clinică (dacă nu pentru alte scopuri cel puțin pentru iluminat și pentru alimentarea înregistratorului).

În acest capitol, autorul sistematizează, după o concepție originală, problemele specifice ale interferenței tensiunii din rețeaua de alimentare cu semnalul util ECG, metodele de determinare a diferitelor componente prin care rețeaua influențează acuratețea măsurării, precum și metodele de minimizare a efectelor nedorite ale acestei interferențe. De asemenea, autorul prezintă caracteristicile specifice unui preamplificator destinat pentru măsurarea activității electrice a inimii și o metodă de proiectare.

Precizez că metoda de proiectare și testele simple pentru identificarea interferenței sînt valabile, nu numai pentru măsurarea biopotențialului inimii ci și pentru alte biosemnale electrice.

3.2. Sursele de interferență

Cîmpurile electrice de c.a. care pot cauza interferența cu semnalele utile sînt de natură magnetică și electrică. Modi-

ficarea câmpului magnetic poate induce o tensiune electromotoare într-o buclă conductoare. Mărimea acestei tensiuni depinde de poziția buclei față de direcția câmpului și de mărimea suprafeței buclei. O modificare a câmpului electric, produs de un potențial alternativ, poate produce o interferență prin curenții care se scurg prin sistem spre pământ. Acești curenți, circulează prin țesut și prin impedanțele electrozilor producând căderi de tensiune alternative și sînt numiți curenți de deplasare. In fig.3.1 se arată schematic căile de scurgere a curentului datorat capacităților parazite, curenți care fac ca peste semnalul recoltat de traductoare să se suprapună un semnal parazit, [72].

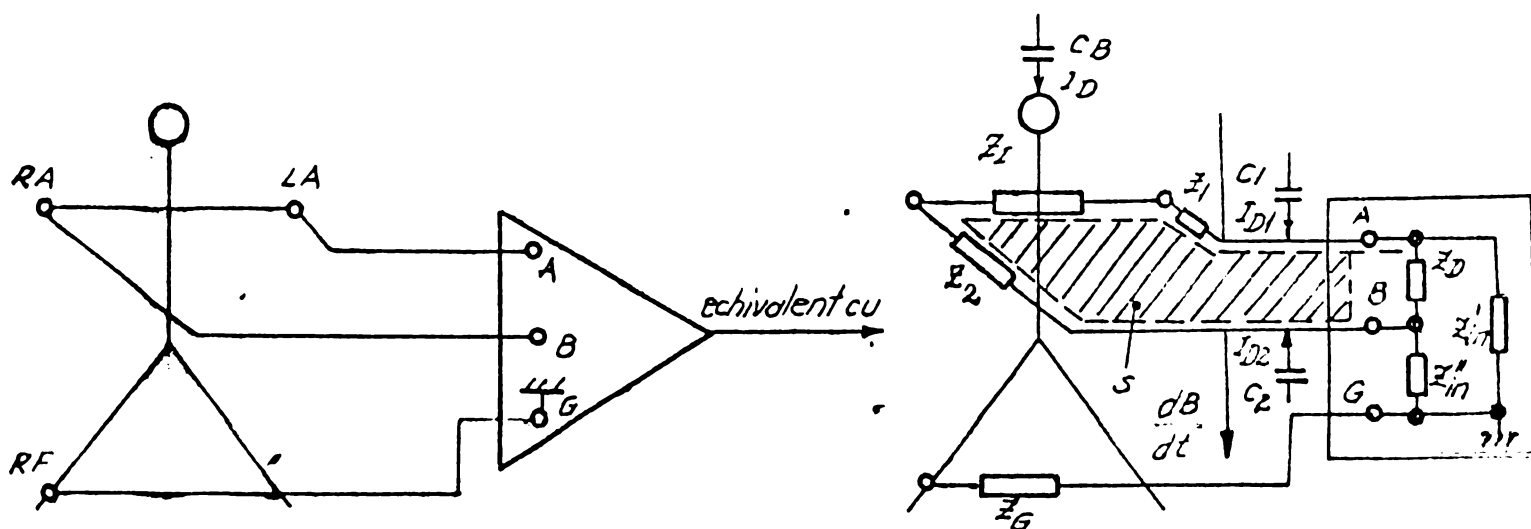


Fig.3.1.

Fig.3.1

Mărimile care intervin au următoarea semnificație :

- B este inducția magnetică de 50 Hz [T];
- S este suprafața închisă de conductoarele A și B [m²]
- E este intensitatea câmpului electric de 50 Hz [V/m]
- I_D sînt curenții de deplasare produși de câmpul electric [A]
- Z_1, Z_2 sînt impedanțele celor 2 electrozi utilizați pentru culegerca biopotențialelor [Ω].
- Z_G este impedanța electrodului conectat la masa preamplificatorului [Ω]
- Z_I este impedanța internă a corpului [Ω]
- Z_D este impedanța de intrare diferențială a amplificatorului [Ω]
- Z_{in} este impedanța de intrare față de masă a amplificatorului [Ω]
- C_1, C_2, C_B sînt capacitățile parazite ale cablurilor și a corpului [F].

Inițial se presupune că amplificatorul este ideal și se acceptă o interferență de 1% din semnalul util. În mod obișnuit, potențialul electric al inimii pe suprafața corpului este în jur de 1 mV. Rezultă că semnalul de interferență maxim admisibil este de $10\mu V$. (cercetările experimentale arată că o interferență de $10\mu V$ nu deranjează în analiza undei ECG). Precizez că această valoare maxim admisibilă este impusă pentru un semnal diferențial (tensiunea la bornele A și B ale amplificatorului). În același mod se poate calcula valoarea maxim admisibilă a semnalului de intrare și pentru alte biopotențiale. De exemplu, în măsurările de EEG în care amplitudinea semnalului util este în jur de $50\mu V$ se admite un semnal de interferență de $0,5\mu V$.

Acest semnal poate fi introdus în sistem prin următoarele căi :

- inducție electromagnetică ;
- curenți de deplasare în firele de legătură a electrozilor .
- curenți de deplasare prin corp ;
- interconexiuni cu alte aparate.

3.2.1. Inducția electromagnetică

Se știe că în orice buclă se induce o tensiune electromotoare la variația fluxului magnetic. Valoarea acestei tensiuni este proporțională cu suprafața buclei, cu orientarea acesteia și cu inducția magnetică, adică :

$$u_e = - \frac{d\phi}{dt} = \frac{-d}{dt} \int B \cdot ds = - \frac{dB}{dt} S \quad (3.1)$$

unde : ϕ este fluxul [Wb] ;

Dacă presupunem că frecvența și poziția buclei sînt constante, rezultă :

$$u_{evîrf} = KB_M S \quad (3.2)$$

unde K este o constantă, iar B_M este amplitudinea inducției magnetice.

Măsurările experimentale realizate de Huhta, [72], într-o sală de monitorizare a subiecților și prezentate în fig.3.2,

arată că tensiunea introdusă în sistem datorită inducției electrodinamice (pe ordonată s-a reprezentat tensiunea raportată la intrările amplificatorului) depinde liniar de suprafața determinată de conductoare (panta curbei fiind de circa $120 \mu V/m^2$). Această liniaritate arată că, câmpul magnetic a fost aproximativ constant. Prin calcul a rezultat o valoare de $3,2 \cdot 10^{-7} T$. Din aceste măsurări s-a constatat că pentru a avea un semnal de interferență mai mic de $10 \mu V$ este necesar ca suprafața să fie mai mică de $0,1 m^2$.

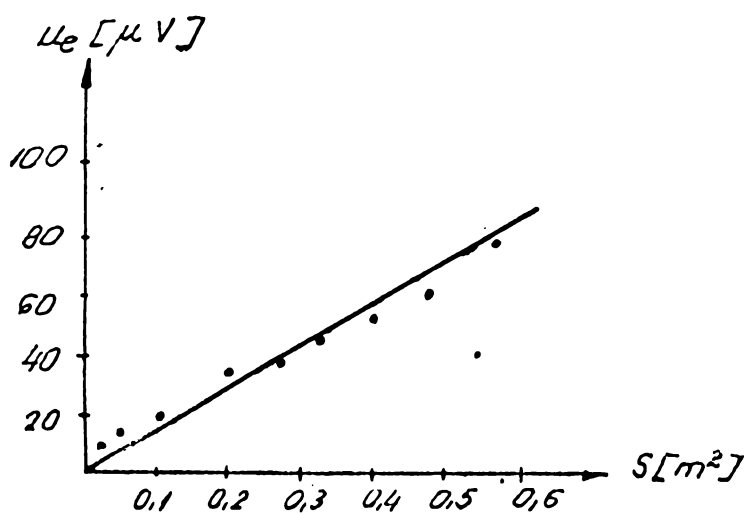


Fig. 3.2.

Fig.3.2

Pentru a se elimina interferența produsă de câmpurile magnetice exterioare, conductoarele se vor răsuci și se vor așeza pe lângă corp.

3.2.2. Curenții de deplasare între conductoare

Modificările intensității câmpului electric exterior, prin capacitățile de cuplaj C_1 și C_2 , vor produce curenți de deplasare prin firele de legătură ale electrozilor. Pentru început, presupunem că firele de legătură sînt necranate și investigăm mărimea interferenței cauzată de acești curenți (fig. 3.3). De asemenea se presupune că rezistența internă a corpului este nulă și Z_{IN} și Z_D sînt foarte mari în comparație cu Z_1 și Z_2 . Prin urmare, curenții de deplasare vor circula prin Z_1 , Z_2 și Z_G . În aceste condiții, se pot scrie relațiile :

$$V_A = Z_1 I_{D1} + (I_{D1} + I_{D2}) Z_G \quad (3.3)$$

$$V_B = Z_2 I_{D2} + (I_{D1} + I_{D2}) Z_G$$

$$U_{AB} = V_A - V_B = Z_1 I_{D1} - Z_2 I_{D2}$$

Se observă că în cazul în care $Z_1 I_{D1} = Z_2 I_{D2}$ interferența datorată curenților de deplasare este nulă. Pentru ca egalitatea să fie respectată este necesar ca $Z_1 = Z_2$ și $I_{D1} = I_{D2}$. Dacă cei doi curenți de deplasare (I_{D1} și I_{D2}) pot fi făcuți egali relativ ușor (prin utilizarea unor fire de legătură de aceeași lungime și introduse în același ecran), realizarea egalității impedanțelor Z_1 și Z_2 este mult mai dificilă. Aproape în toate măsurările de biopotențiale există un dezechilibru între cele două impedanțe. Acest dezechilibru se datorește, în mare măsură, impedanței dintre electrod și piele. Admițând un curent de deplasare de 6 nA prin ambele conductoare ($I_{D1} = I_{D2} = 6$ nA) și un dezechilibru a impedanțelor Z_1 și Z_2 de 5 k Ω rezultă că tensiunea diferențială datorată interferenței este de 30 μ V. Aceasta este mai mare decât nivelul maxim admis și ca urmare nu poate fi tolerată.

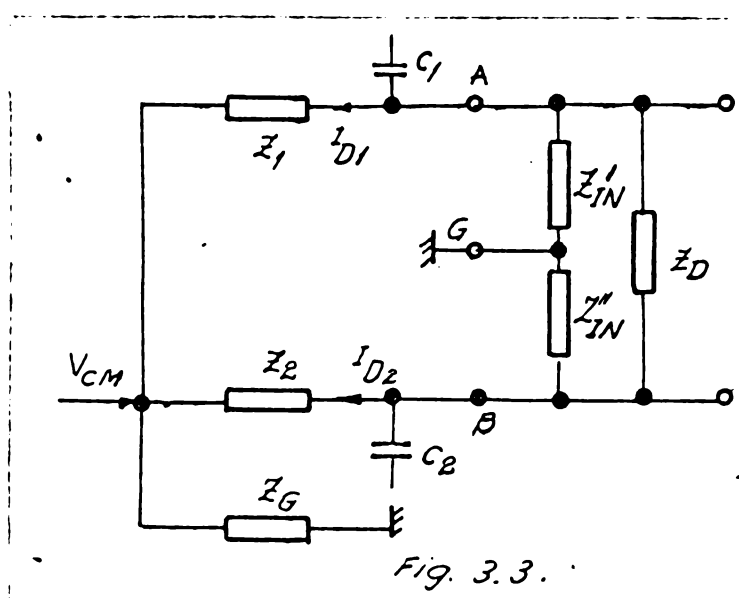


Fig.3.3

Pentru a ne convinge că interferența se datorește acestor curenți de deplasare se procedează astfel : se iau cabluri de aceeași lungime, se răsucesc și se așează pe lângă corp pentru a elimina zgometul datorat inducției magnetice. Electrozii

uscați se plasează pe corp fără ca pielea să fie curățată. Prin vizualizarea biopotențialului se determină mărimea zgomotului. Apoi, se curăță pielea în locurile de fixare și se udă electrozii. O micșorare a zgomotului în această situație duce la concluzia că interferența datorată curenților de deplasare apare din cauza dezechilibrului dintre cele două impedanțe.

În scopul eliminării acestei interferențe pielea se curăță în prealabil cu alcool și apoi se udă cu o soluție de apă cu sare sau cu paste speciale. Prin aceasta se reduce impedanța electrod-piele. De asemenea, lungimile cablurilor trebuie să fie aceleași și să fie ecranate.

3.2.3. Curenții de deplasare în interiorul corpului

Schimbările intensității câmpului electric exterior pot produce prin capacitățile parazite dintre corp și obiectele din jur curenți care se închid prin corp spre pământ (dacă corpul este conectat la pământ). Acești curenți (I_D) produc o cădere de tensiune pe impedanța electrodului de masă care apare ca semnal comun la intrarea amplificatorului (fig.3.4).

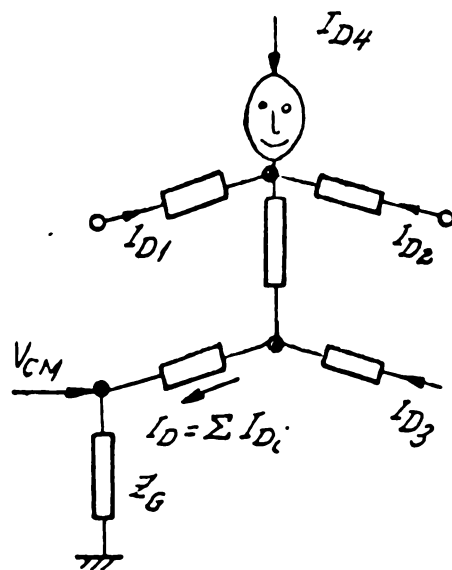


Fig. 3.4.

- Fig.3.4

Dacă neglijăm impedanțele interne a diferitelor porțiuni ale corpului în raport cu Z_G , putem scrie :

$$V_{Cm} = I_D \cdot Z_G \quad (3.4)$$

Admițînd un curent maxim pentru I_D de $1 \mu A$ și o valoare de $100 k\Omega$ pentru Z_G , valoarea maximă a semnalului de mod comun este de $0,1 V$. La prima vedere, se pare că acest potențial nu ridică probleme în măsurarea semnalului electric al inimii. În cele ce urmează se arată în ce condiții acesta nu perturbă măsurarea.

Din cele prezentate mai sus a rezultat că datorită curentului de deplasare apare doar un semnal de mod comun. Acest lucru este valabil cînd impedanța internă a corpului este nulă. În realitate, această situație este parțial adevărată. Cercetările experimentale arată că impedanța torsului este, [121], în jur de 20Ω iar a mîinii este în jur de 400Ω . Datorită acestui fapt, curenții de deplasare prin corp pot da naștere la potențiale ușor diferite în diverse puncte ale corpului. Ca urmare, prin plasarea electrozilor pentru măsurarea ECG-ului se va aplica la intrările A și B ale amplificatorului o diferență de potențial. Aceasta apare ca un semnal diferențial și va fi amplificată de amplificator (fig.3.5).

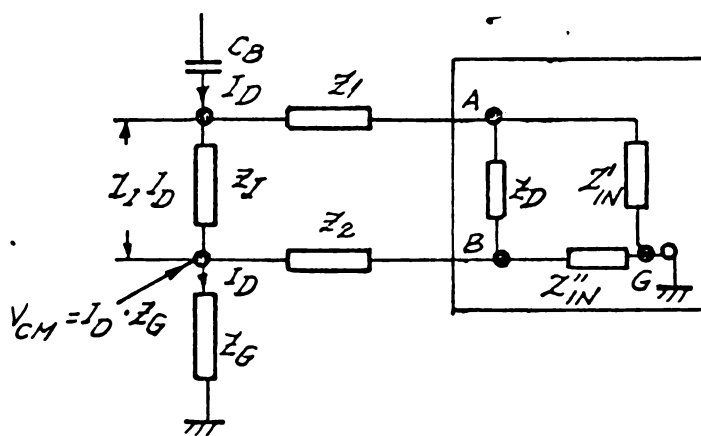


Fig.3.5

Mărimea acestui semnal diferențial este :

$$\tilde{U}_{AB} = Z_I \cdot I_D \quad (3.5)$$

unde Z_I este impedanța internă a corpului între electrozii de măsură.

Pentru ca U_{AB} să fie mai mică de 1% din semnalul util ($10 \mu V$) și presupunînd că I_D este 10% din valoarea menționată mai sus, Z_I trebuie să fie de numai 100Ω . Pentru ca să nu se

depășească valoarea maxim admisibilă a lui U_{AB} de $10\mu V$ este necesar ca electrozii să fie cât mai apropiați unul față de celălalt (cazul măsurării EEG-ului). Chiar în cazul în care electrozii se află la o distanță mare, efectul curenților de polarizare se poate elimina prin fixarea electrodului de masă într-o zonă față de care potențialele zonelor unde sînt plasați electrozii exploratori sînt aceleași.

Modificarea mărimii zgomotului din unda ECG prin plasarea electrodului de masă în diferite zone este uncriteriu că acești curenți de deplasare dau naștere la o interferență nedorită. În cazul în care prin plasarea electrodului de masă în diferite zone ale piciorului drept, nu se obțin rezultate mulțumitoare acesta se plasează pe piept.

3.3. Amplificatoare de măsură

În anul 1967 American Heart Association, [121], a precizat caracteristicile amplificatoarelor pentru măsurarea activității electrice a inimii. Cele mai importante sînt : factorul de rejecție pe mod comun (CMR) de cel puțin 60 dB în banda de 45 la 65 Hz cu un dezechilibru la intrare de $5 k\Omega$; impedanța de intrare diferențială de cel puțin $500 k\Omega$; banda de frecvență între 0,05 Hz și 100 Hz. Ultima caracteristică reclamă utilizarea amplificatoarelor de curent continuu. Datorită proprietăților superioare pe care le au amplificatoarele de curent continuu diferențiale, față de restul amplificatoarelor de c.c., în măsurarea biopotențialului inimii se preferă utilizarea acestora.

Autorul analizează influența parametrilor amplificatorului asupra preciziei măsurării. Pe baza acestei analize, autorul face recomandări privind : valorile minime pentru CMR și impedanța de intrare a amplificatorului ; lungimea cablurilor sistemului de culegere a biopotențialelor ; utilizarea unor circuite electronice suplimentare atunci cînd se doresc măsurări precise.

3.3.1. Factorul de rejecție pe mod comun (CMR)

Definit ca raportul dintre amplificarea semnalului diferențial și amplificarea semnalului de mod comun, CMR-ul indică capacitatea amplificatorului de a rejecta zgomotele.

Orice dezechilibru între impedanțele Z_1 și Z_2 va reduce factorul de rejecție al sistemului electrozi-amplificator comparativ cu factorul de rejecție al amplificatorului. Ca urmare, la intrarea amplificatorului va apărea un semnal diferențial compus din două componente:

- o componentă datorată rejecției incomplete a semnalului pe mod comun a amplificatorului diferențial ;
- o componentă datorată dezechilibrului dintre impedanțele electrozilor

$$U_{AB} = Z_G \cdot I_D \left(\frac{1}{CMR} + \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{IN}} \right) \quad (3.6)$$

Cu cât dezechilibrul este mai mare cu atât factorul de rejecție al sistemului se reduce mai mult. Avînd în vedere că acest dezechilibru poate atinge valori de $5 \text{ k}\Omega$ (în unele situații chiar $10 \text{ k}\Omega$), este posibil ca sistemul de măsură să nu mai rejeteze suficient zgomotul de 50 Hz . În măsurările de precizie ale unei ECG se impune utilizarea unor amplificatoare cu factor de rejecție peste 100 dB .

Prin utilizarea tranzistoarelor dublete în montaj diferențial, la o bună echilibrare a montajului, se poate obține un factor de rejecție de $80 - 90 \text{ dB}$ fără nici un fel de compensare. Din păcate, însă, o mică dezechilibrare a etajului de câțiva mV în c.c., reduce foarte mult CMR-ul, din cauza variației diferite a coeficienților de amplificare ai tranzistoarelor. Pentru menținerea unui factor de rejecție constant este necesară o bună stabilizare a punctului static de funcționare al tranzistoarelor. Acest fapt devine foarte supărător în cazul amplificatoarelor biologice cu cuplaj în c.c. sau de joasă frecvență, datorită prezenței potențialelor de polarizare ale electrozilor. Astfel, în cazul ECG-ului, potențialele de polarizare pot diferi cu 100 mV . La un asemenea dezechilibru, factorul de rejecție scade considerabil.

Dacă cuplarea se realizează capacitiv, efectul este parțial eliminat. La comutarea intrărilor, în timpul înregistrării, datorită încărcării și descărcării condensatoarelor de cuplaj este posibilă saturarea amplificatorului care determină o dezechilibrare în c.c. a etajului pe o durată de zeci de secunde.

Prin urmare, CLK-ul scade considerabil. Din acest motiv, cuplajul prin condensatoare se recomandă să se facă la etajele următoare (după ce zgomotul a fost rejectat).

3.3.2. Impedanța de intrare

La un amplificator diferențial se definesc două impedanțe de intrare, și anume : o impedanță diferențială Z_D și o impedanță pe mod comun Z_{CM} . Pentru configurația din fig.3.1 se observă că $Z_{CM} = Z_{IN}/2$.

Din cele prezentate mai sus a rezultat că Z_{IN} trebuie să fie mult mai mare decât Z_1 și Z_2 pentru a se minimiza efectele datorate dezechilibrului dintre Z_1 și Z_2 . În continuare se va calcula valoarea Z_{IN} necesară pentru ca un dezechilibru de $5 \text{ k}\Omega$ între Z_1 și Z_2 să nu producă un semnal de interferență mai mare de 1%.

Pentru circuitul din fig.3.3 se pot scrie relațiile :

$$V_A = V_{CM} \left(\frac{Z_{IN}}{Z_{IN} + Z_1} \right) ; \quad V_B = V_{CM} \left(\frac{Z_{IN}}{Z_{IN} + Z_2} \right) ;$$

$$Z_{IN} = Z_{IN}^I = Z_{IN}^{II} \quad (3.7)$$

$$U_{AB} = V_A - V_B = V_{CM} Z_{IN} \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 \cdot Z_2 + Z_{IN}(Z_1 + Z_2) + Z_{IN}^2} \right) \quad (3.8)$$

Presupunând că Z_1 și $Z_2 \ll Z_{IN}$, rezultă :

$$U_{AB} = V_{CM} \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_{IN}} \right) \quad (3.9)$$

sau

$$Z_{IN} = \frac{V_{CM}}{V_A - V_B} (Z_2 - Z_1) = \frac{10 \cdot 10^{-3}}{10 \cdot 10^{-6}} \cdot (5 \cdot 10^3) = 5 \text{ M}\Omega \text{ la } 50 \text{ Hz.}$$

$$Z_{CM} = Z_{IN}/2 = 2,5 \text{ M}\Omega \quad (3.10)$$

O valoare de $50 \text{ M}\Omega$ pentru Z_{IN} este acceptabilă când $V_{CL} = 100 \text{ mV}$ sau când există un dezechilibru de $50 \text{ k}\Omega$, valori care se întâlnesc doar în situațiile de electrocauterizare.

În calcul s-a considerat că $Z'_{IN} = Z''_{IN} = Z_{IN}$. În cazul în care există un dezechilibru și între impedanțele celor 2 intrări ale amplificatorului, relația (3.3) devine :

$$U_{AB} = V_{CM} \left(\frac{Z'_{IN}}{Z'_{IN} + Z_1} - \frac{Z''_{IN}}{Z''_{IN} + Z_2} \right) \quad (3.11)$$

Din această relație se observă că poate să apară un semnal diferențial neutru (U_{AB}) chiar în situația când $Z_1 = Z_2$, dar există un dezechilibru între impedanțele de intrare ale amplificatorului ($Z'_{IN} \neq Z''_{IN}$). Pentru exemplificare, se consideră $Z'_{IN} = 5 \text{ M}\Omega$; $Z''_{IN} = \infty$, $Z_1 = Z_2 = 10 \text{ k}\Omega$:

$$U_{AB} = V_{CM} \left(\frac{5}{5,01} - 1 \right) = V_{CM} \cdot 0,002 \quad (3.12)$$

În acest caz, pentru $V_{CM} = 10 \text{ mV}$, obținem o interferență de 2%.

Valoarea lui Z_{IN} a fost specificată la frecvența de 50 Hz. În calcul nu s-au luat în considerare impedanțele capacităților parazite. Prezența unei capacități între o intrare a amplificatorului și masă are ca efect reducerea impedanței de intrare. Din acest motiv, lungimea cablurilor ecranate este limitată de capacitatea distribuită a acestora (uzual 1 pF/cm) la 3 m.

Caracteristicile prezentate mai sus sînt valabile în cazul în care amplificatorul de măsură este utilizat pentru măsurarea activității electrice a inimii corespunzătoare derivațiilor standard (D_1, D_2, D_3). În cazul în care amplificatorul este utilizat și în derivațiile augmentate (aVR, aVL, aVF) sau în V, datorită rezistențelor de egalizare, este necesar ca Z_{IN} să fie mai mare de 111 M, [72]. În concluzie, în situația în care amplificatorul este utilizat pentru înregistrarea ECG-ului corespunzător derivațiilor standard este necesar ca $Z_{IN} \geq 5 \text{ M}\Omega$, iar când se utilizează derivațiile augmentate sau cele precordiale este necesar să fie îndeplinită una din condițiile :

- Z_{IN} a amplificatorului să fie foarte mare ;
- conectarea unor repetoare înaintea rezistențelor de egalizare ;
- utilizarea unui amplificator suplimentar pentru electrodul de la piciorul drept, în scopul reducerii potențialului V_{CM} .

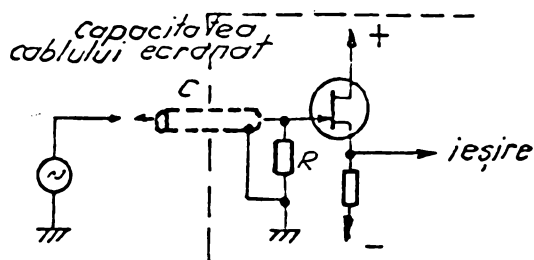
Impedanța de intrare pe mod comun poate fi substanțial mărită și prin conectarea unui conductor de gardă la intrarea amplificatorului. Acesta are rolul de a intercepta curenții reziduali, înainte ca aceștia să ajungă la intrarea amplificatorului, și de a le oferi o cale de scurgere. Este foarte important cum se conectează acest conductor de gardă. În fig. 3.6 sînt arătate diferitele moduri de conectare și efectele acestora, [121]. Garda intrării poate fi înțeleasă cel mai bine, privind amplificatorul de la intrare. Autorul face o analiză a comportării în c.c. a acestor circuite. Rezultatele se pot extinde și în c.a.

Circuitul clasic a unui amplificator arată ca în fig. 3.6.a. Se consideră că rezistența de intrare a acestuia este de $1 \text{ M}\Omega$ ($R = 1 \text{ M}\Omega$) și la intrare se aplică o tensiune de 1 V . Rezultă că prin R va trece un curent de $1 \mu\text{A}$. În cazul în care avem un circuit gardat (fig. 3.6.b) în aceleași condiții ca mai sus ($R = 1 \text{ M}\Omega$, tensiunea de intrare = 1 V) și considerînd amplificarea de tensiune a repetitorului de $0,9$, rezultă că prin R va trece un curent de $0,1 \mu\text{A}$. Prin urmare, rezistența de intrare în c.c. a crescut de la $1 \text{ M}\Omega$ la $10 \text{ M}\Omega$. În practică, amplificarea unui repetitor cu FET este în jur de $0,99$. Deci, rezistența de intrare crește de 100 de ori. Similar se întîmplă și în c.a., doar că apare în paralel cu R și reactanța cablului ecranat.

Rezultatele analizei de mai sus pot fi extinse și la circuitul de intrare a unui amplificator diferențial (fig. 3.6.c).

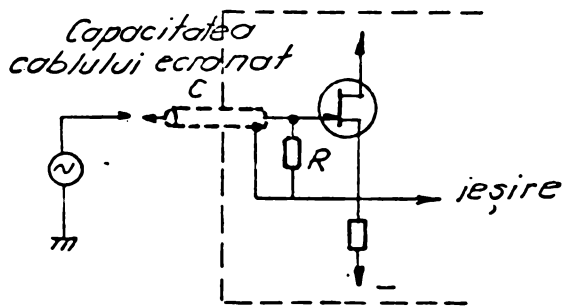
În multe situații se utilizează un circuit de alimentare a firului de gardă, (fig. 3.6.d). Dacă este necesar un CMR ridicat doar la 50 Hz , cuplarea firului de gardă se face prin condensatoare, la rezistențe și la ecranele cablurilor.

Pentru ca potențialul de polarizare al electrozilor să devină stabil într-un interval de timp cît mai mic ($2 - 3$ minute de la aplicarea lor) trebuie ca rezistența de intrare diferențială să fie mică. O valoare prea mică a acesteia face ca semnalele biologice să fie distorsionate de amplificator. Rezultatele experimentale au arătat că o valoare de $2 \text{ M}\Omega$ pentru Z_D este optimă în majoritatea înregistrărilor potențialelor biologice ale țesuturilor.



$$Z_{IN} = R \parallel X_C$$

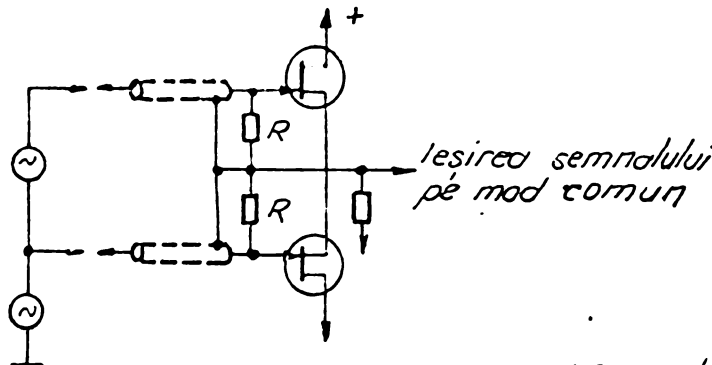
a) Circuit de intrare convențional



$$Z_{IN} = \frac{(R \parallel X_C)}{1 - A}$$

$$A \approx 0,99$$

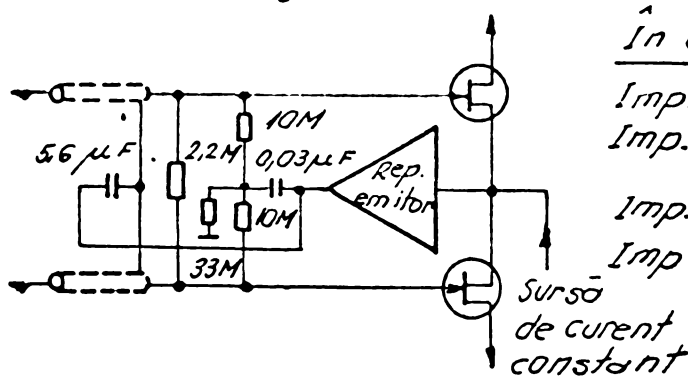
b) Circuit de intrare cu gardă



Impedanța de intrare pe mod comun = $0,5 \frac{(R \parallel X_C)}{1 - A}$

Impedanța de intrare pe mod diferențial = $2R$.

c) Circuit de intrare diferențial cu gardă.



În c.c.

Imp. de int. pe mod comun = $38 M\Omega$

Imp. de int. pe mod difer. = $2 M\Omega$
la 50 Hz.

Imp. de int. pe mod comun = $750 M\Omega$

Imp. de int. pe mod difer. = $2 M\Omega$

d) Circuitul de intrare diferențial cu gardă.

Fig. 3.6.

Fig. 3.6

Pe baza celor prezentate mai sus, autorul studiază și proiectează un amplificator de măsură destinat măsurării biopotențialelor inimii corespunzător derivațiilor standard. Configurația acestui este prezentată în fig. 3.7. Pentru asigurarea unei impedanțe de intrare corespunzătoare la etajul de in-

trare diferențial s-a prevăzut o reacție negativă creastă prin grupul de rezistențe R_1 , R_2 și R_3 , R_2 . Cu ajutorul potențiometrului R_{10} se ajustează C.M.K.-ul la valoarea maximă. Diodele $D_1 - D_4$ au rolul de a reduce efectul de polarizare al condensatoarelor $C_3 - C_6$ la variațiile mari ale potențialului c.c. (situație care apare cînd amplificatoarele din primul etaj intră în saturație).

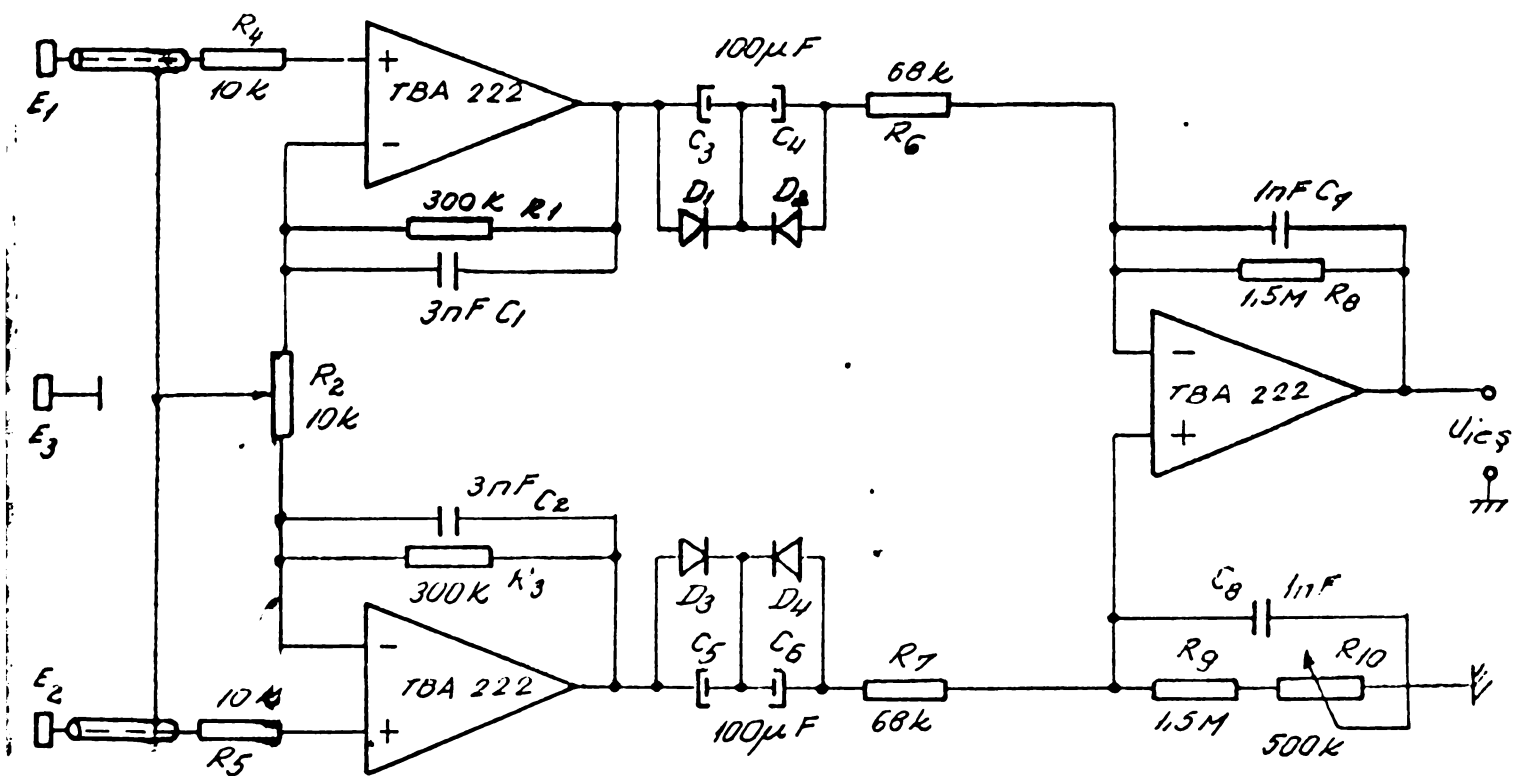


Fig. 3.7.

Fig.3.7

La proiectarea preamplificatorului s-a impus să se realizeze o amplificare diferențială de 1300 și o bandă de frecvență de 0,05 - 100 Hz.

Limita inferioară a benzii de frecvență este determinată de constanta de timp $R_6 C_3 = R_7 C_5$.

$$f_j = \frac{1}{2\pi R_6 C_3} = \frac{1}{2\pi R_7 C_5} = 0,05 \text{ Hz} \quad (3.13)$$

Alegînd pentru R_6 și R_7 valoarea de 68 kΩ rezultă $C_3 = C_5 = 50 \mu\text{F}$.

Caracteristica de frecvență a preamplificatorului are la limita superioară a benzii două puncte de frîngere determinate de grupurile $R_1C_1 = R_3C_2$ și $R_8C_7 = (R_9+R_{10})C_8$.

$$f_{s1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_7} = \frac{1}{2\pi (R_9+R_{10}) C_8} = 100 \text{ Hz} \quad (3.14)$$

Alegînd pentru R_8 și (R_9+R_{10}) valoarea de $1,5 \text{ M}\Omega$, rezultă $C_7=C_8= 1 \text{ nF}$.

$$f_{s2} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} = 200 \text{ Hz} \quad (3.15)$$

Alegînd pentru R_1 și R_3 valoarea de $300 \text{ k}\Omega$, rezultă $C_1=C_2 \simeq 3 \text{ nF}$.

Amplificarea globală este dată de relația :

$$A_{ud} = - \frac{R_8}{R_6} \left(1 + \frac{R_1+R_3}{R_2} \right) \quad (3.16)$$

Din această relație rezultă o valoare de aproximativ $10 \text{ k}\Omega$ pentru R_2 . Cu aceste valori s-a realizat preamplificatorul de măsură a cărui caracteristici au fost măsurate și au valorile :

Impedanța de intrare diferențială = $400 \text{ k}\Omega$

Impedanța de intrare pe mod comun = $2,5 \text{ M}\Omega$

CMR-ul la 50 Hz , cu o rezistență de dezechilibrare de $5 \text{ k}\Omega$, = 60 dB .

Amplificarea diferențială, în banda de frecvență de $0,05 - 100 \text{ Hz}$, de 1280 .

În fig.3.8 se prezintă unda ECG corespunzătoare derivației D_2 obținută prin utilizarea amplificatorului prezentat și cu electrozi din oțel inoxidabil.

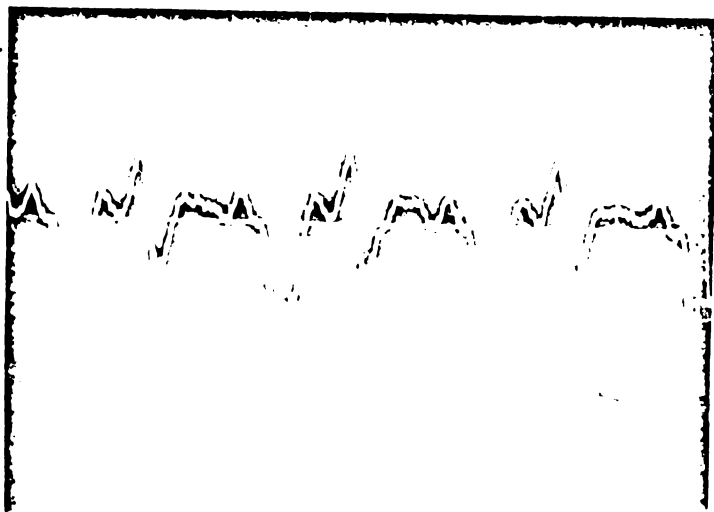


Fig.3.8

3.4. Alte metode de eliminare a zgomotelor

a) Utilizarea filtrelor crestate pentru rejecția zgomotului de 50 Hz. Cu filtre active a căror frecvență centrală este de 50 Hz se obțin rejecții bune.

b) Utilizarea unui preamplificator în apropierea electrozilor. Prin aceste se elimină interferența cauzată de curenții de deplasare induși în legături, se elimină posibilitățile reducerii CMK-ului datorită dezechilibrului dintre impedanța electrozilor de măsură. Însă, prin atașarea preamplificatorului lângă electrozi se îngreunează sistemul de fixare a accesorilor.

c) Alimentarea electrodului de la piciorul drept. În locul legăturii directe a electrodului de la piciorul drept la masa montajului se conectează un amplificator (fig.3.9), care

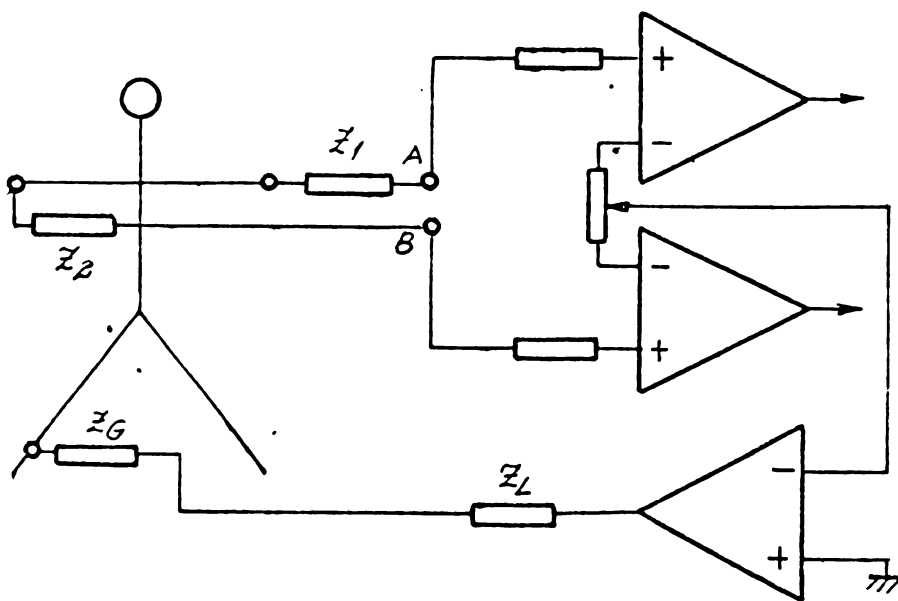


Fig. 3.9.

Fig.3.9

amplifică semnalul de mod comun. Acest amplificator introduce în corp un curent care are scopul de a egaliza curenții de deplasare ce circulă prin corp.

CAPITOLUL 4

APLICATIILE FILTRELOR NUMERICE IN MEDICINA

4.1. Introducere

Ca urmare a dezvoltării tehnologiei componentelor și echipamentelor electronice numerice, s-a creat posibilitatea realizării practice a unor funcții numerice echivalente celor obținute anterior cu echipamente analogice. În realizarea acestor funcții : de modelare a sistemelor liniare și a filtrelor analogice ; de filtrare și prelucrare a semnalelor prin metode numerice, un loc important revine filtrelor numerice.

Filtrul numeric este caracterizat printr-un algoritm de calcul cu ajutorul căruia un semnal discret sau o succesiune de numere, reprezentând semnalul de intrare, se transformă într-o succesiune de numere, care exprimă semnalul de ieșire.

În ceea ce privește utilizarea calculatoarelor în tehnica filtrării numerice există o mare gamă de posibilități : de la calculatoarele universale destinate să prelucreze o mare cantitate de informații, până la calculatoare mici, strict specializate, capabile de a rezolva probleme specifice, eficient și rapid. Tendința este să se utilizeze microprocesoare pentru realizarea filtrelor numerice și în special pentru acelea care lucrează în timp real.

Avantajele utilizării filtrelor numerice din punct de vedere al performanțelor în comparație cu cele analogice (câștigul și banda de trecere rămân constante tot timpul, au o pantă de creștere a atenuării, în banda de oprire, foarte mare) sînt completate de superioritatea filtrelor numerice ca urmare a faptului că oferă la ieșire semnale sub formă numerică.

Obținerea informației de ieșire sub formă numerică a valorii eșantioanelor succesive creează nu numai posibilitatea creșterii preciziei de calcul ci și a stabilității performanțelor

Manipularca valorilor numerice permite stocarea intermediară a informației cu posibilități de utilizare la momente

diferite în vederea prelucrării acestora conform diferiților algoritmi.

Penetrarea filtrării numerice este impusă de faptul că ea constituie în prezent, în multe domenii, unicul procedeu eficient. Acesta este cazul în analiza și sinteza vocii umane, radiolocație, etc.

În ultimul timp, filtrarea numerică și-a găsit aplicații și în medicină.

Pe baza unei bibliografii foarte vaste, [37], [43], [55], [56], [66], [73], [91], [99], [104], [104], [110], [111], autorul face un studiu aprofundat a filtrelor numerice sub aspectul teoretic și mai ales practic. În urma acestui studiu, autorul stabilește un algoritmu de analiză spectrală numerică a undei ECG.

4.2. Prelucrarea electrocardiogramelor

Prelucrarea electrocardiogramelor cu ajutorul calculatorului numeric constituie subiectul multor articole de specialitate. Dintre problemele majore analizate atât din punct de vedere al performanțelor cât și al prețului de cost se pot aminti:

- numărul și tipul derivațiilor utilizate. Unii autori, [64], [69], [122], utilizează doar derivația standard D_2 . Alți autori, [86], [120], folosesc unul din grupurile de 3 derivații ortogonale : (D_1, aVF, V_1) ; (aVL, D_2, V_4) ; (V_3, D_3, V_6) ; (V_2, aVR, V_5) . În unele centre de prelucrare, [76], se utilizează fie derivația Frank, fie 12 derivații (derivațiile bipolare standard, augmentate și cele precordiale) înregistrându-se simultan 3 derivații ortogonale ;

- rata de eșantionare : 240 [64], 250 [69], 500 [76], [86], [134], 1000 eșantioane pe secundă și pe derivație [120], [129], precum și parametrii convertorului analog-numeric utilizat ;

- influența zgomotului asupra interpretării ;

- metodele de identificare și măsurare a diferitelor componente din unda ECG ;

- metodele de analiză și interpretare.

Aspectele menționate mai sus au fost intens dezbătute la simpozionul : "Prelucrarea electrocardiogramelor", Helsinki, 1976. În urma acestor dezbateri s-a ajuns la concluzia că este

absolut necesar cooperarea internațională și națională a specialiștilor în vederea standardizării, măcar pe plan național, derivațiilor utilizate, ratei de eșantionare, criteriilor de calitate și interpretare.

4.2.1. Eliminarea zgomotului introdus de rețeaua de alimentare

După conversia analog-numerică, cu o rată de eșantionare de 1000 eșant./sec. a unei ECG amplificate, semnalele sînt prelucrate în vederea eliminării zgomotului de 50 Hz și a armonicelor superioare ale acestuia.

Weaver Charles, [129] utilizează un filtru crestă de 60 Hz și un filtru trece jos pentru eliminarea zgomotului de 60 Hz din unda ECG. Filtrele utilizate sînt filtre recursive, adică valoarea curentă a semnalului de ieșire depinde de valorile anterioare ale mărimii de ieșire, precum și de valorile curente și anterioare ale mărimii de intrare. Ecuațiile ce caracterizează filtrele Butterworth cu 6 poli, utilizate de Weaver, sînt:

- pentru filtrul crestă :

$$\begin{aligned}
 f_1(nT) &= x(nT) - b_1 f_1[(n-1)T] - b_2 f_1[(n-2)T] \\
 f_2(nT) &= f_1(nT) + a_1 f_1[(n-1)T] + f_1[(n-2)T] - b_3 f_2[(n-1)T] \\
 &\quad - b_4 f_2[(n-2)T] \\
 f_3(nT) &= f_2(nT) + a_1 f_2[(n-1)T] + f_2[(n-2)T] - b_5 f_3[(n-1)T] \\
 &\quad - b_6 f_3[(n-2)T] \\
 y(nT) &= a_1 f_3[(n-1)T] + f_3[(n-2)T]
 \end{aligned}
 \tag{4.1}$$

Cînd perioada de eșantionare $T=1$ ms, $f=60$ Hz și lățimea creștei este de 1 Hz coeficienții au următoarele valori :

$$\begin{aligned}
 a_1 &= -1,859553 & b_4 &= 0,9875122 \\
 b_1 &= -1,849699 & b_5 &= -1,857636 \\
 b_2 &= 0,9937365 & b_6 &= 0,9937365 \\
 b_3 &= -1,847906 & T &= 1 \text{ ms}
 \end{aligned}
 \tag{4.2}$$

- pentru filtrul trece jos :

$$\begin{aligned}
 f_1(nT) &= x(nT) - b_1 f_1[(n-1)T] - b_2 f_1[(n-2)T] \\
 f_2(nT) &= f_1(nT) - b_3 f_2[(n-1)T] - b_4 f_2[(n-2)T] \\
 f_3(nT) &= f_2(nT) - b_5 f_3[(n-1)T] - b_6 f_3[(n-2)T] \\
 y(nT) &= b_0 f_3(nT)
 \end{aligned}
 \tag{4.3}$$

în care :

$$\begin{aligned}
 b_1 &= -(z_1 + \bar{z}_1) & b_4 &= |z_2|^2 \\
 b_2 &= |z_1|^2 & b_5 &= -(z_3 + \bar{z}_3) \\
 b_3 &= -(z_2 + \bar{z}_2) & b_6 &= |z_3|^2
 \end{aligned}
 \tag{4.4}$$

$$b_0 = \frac{(1 + b_1 e^{-j\beta T} + b_2 e^{-2j\beta T})(1 + b_3 e^{-j\beta T} + b_4 e^{-2j\beta T})(1 + b_5 e^{-j\beta T} + b_6 e^{-2j\beta T})}{1 - 2e^{-j2\beta T} + e^{-j4\beta T}}$$

unde z_i sînt polii filtrului în planul z , iar β este frecvența centrală în rad/s.

Efectele acestor filtre, [129], sînt prezentate în fig. 4.1.

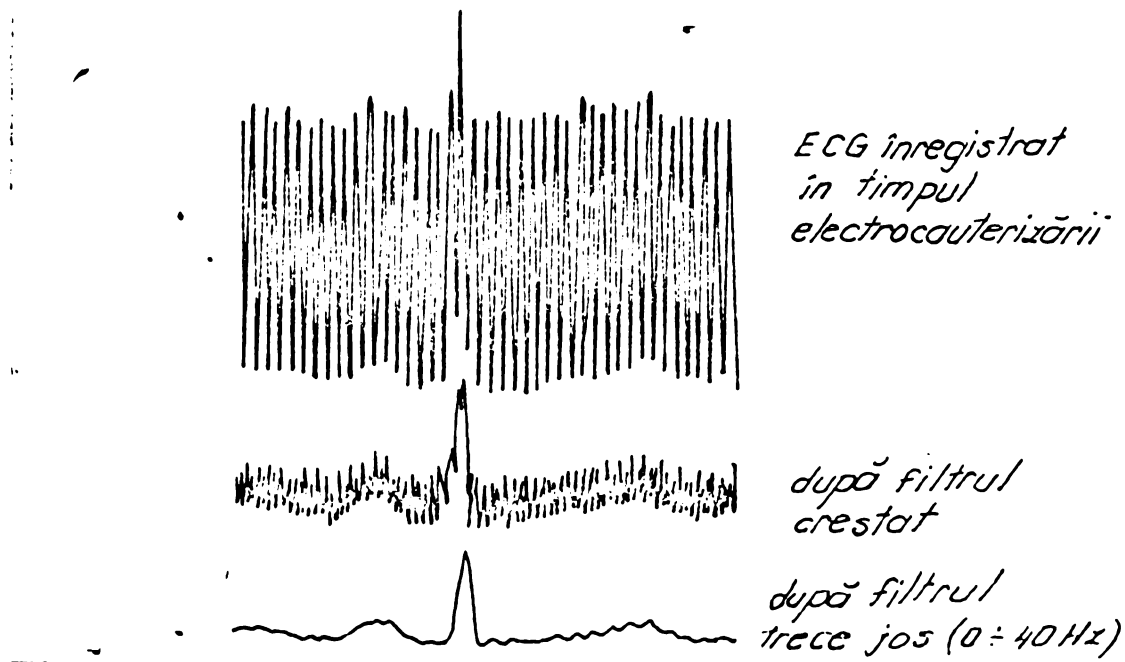


Fig.4.1

În vederea eliminării zgomotului de 50 Hz și a armonicilor sale, autorul a elaborat un program FORTRAN pentru calculul coeficienților filtrului crestat și a filtrului trece jos. Ecuațiile ce caracterizează filtrul crestat pentru care s-a elaborat programul sînt date de relațiile (4.1). În urma

rulării programului, pentru $T = 1$ ms și $f = 50$ Hz, au rezultat următoarele valori :

$$\begin{aligned} a_1 &= -1,90211296 & b_4 &= 0,99373728 \\ b_1 &= -1,89341556 & b_5 &= -1,90210533 \\ b_2 &= 0,99806153 & b_6 &= 0,99806165 \\ b_3 &= -1,89614772 \end{aligned} \quad (4.5)$$

Filtrul numeric trece jos utilizat de autor este un filtru trece jos de tipul Butterworth cu 4 poli, a cărui poli, [129], în planul Z sînt :

$$\begin{aligned} z_1 &= e^{S_1 T} = e^{-2\alpha T \cos \frac{3\pi}{8}} \left[\cos\left(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}\right) + j \sin\left(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}\right) \right] \\ z_2 &= e^{S_2 T} = e^{-2\alpha T \cos \frac{\pi}{8}} \left[\cos\left(2\alpha T \sin \frac{\pi}{8}\right) + j \sin\left(2\alpha T \sin \frac{\pi}{8}\right) \right] \end{aligned} \quad (4.6)$$

Funcția de transfer a acestui filtru este :

$$H(Z) = b_0 \frac{Z^2}{(Z-z_1)(Z-\bar{z}_1)(Z-\bar{z}_2)(Z-z_2)} \quad (4.7)$$

În care :

$$b_0 = (1+b_1+b_2)(1+b_3+b_4) \quad (4.8)$$

Ecuatiile cu diferențe finite pentru forma paralel, [129], sînt:

$$\begin{aligned} f_1(nT) &= x(nT) - b_1 f_1[(n-1)T] - b_2 f_1[(n-2)T] \\ f_2(nT) &= x(nT) - b_3 f_2[(n-1)T] - b_4 f_2[(n-2)T] \\ y(nT) &= a_1 f_1(nT) + a_2 f_1[(n-1)T] + a_3 f_2(nT) + a_4 f_2[(n-2)T] \end{aligned} \quad (4.9)$$

În care :

$$\begin{aligned} a_1 &= K_1 + \bar{K}_1 & b_1 &= -(z_1 + \bar{z}_1) \\ a_2 &= -(z_1 \bar{K}_1 + \bar{z}_1 K_1) & b_2 &= |z_1|^2 \\ a_3 &= K_2 + \bar{K}_2 & b_3 &= -(z_2 + \bar{z}_2) \\ a_4 &= -(z_2 \bar{K}_2 + \bar{z}_2 K_2) & b_4 &= |z_2|^2 \end{aligned} \quad (4.10)$$

$$K_1 = (z - z_1) \frac{H(z)}{z^2} \Big|_{z = -z_1} \quad K_2 = (z - z_2) \frac{H(z)}{z^2} \Big|_{z = -z_2}$$

În urma rulării programului, pentru $T = 1$ ms și frecvența de tăiere de 40 Hz, au rezultat următoarele valori :

$$\begin{aligned}
 a_1 &= 0,22641670 & b_1 &= -1,57325374 \\
 a_2 &= -0,12269067 & b_2 &= 0,62851721 \\
 a_3 &= -0,22641670 & b_3 &= -1,76785278 \\
 a_4 &= 0,16561913 & b_4 &= 0,82501316
 \end{aligned}
 \tag{4.11}$$

4.2.2. Analiza spectrală numerică a undei ECG

Pentru eliminarea zgomotului generat de tremurul mușchiului (zgomot care are banda de frecvență peste 50 Hz și este specific subiectului) este necesar utilizarea unui filtru adaptat la tremur (filtru a cărui coeficienți se ajustează după un algoritm ce urmărește maximum raportului semnal-zgomot).

Tinând cont de faptul că spectrul de frecvență atât a undei ECG cât și a zgomotului mușchiului miocardic diferă de la subiect la subiect, realizarea unui filtru adaptat la tremur implică cunoașterea anticipată a spectrului undei ECG și a zgomotului.

Autorul stabilește un program FOLTRAN de analiză spectrală numerică a undei ECG. Analizorul numeric simulat pe calculatorul FELIX C 256 conține 13 filtre Butterworth cu 4 poli. Primele 10 filtre au lățimea benzii de 10 Hz, iar următoarele 3 filtre de 50 Hz. Schema bloc a analizorului numeric este prezentată în fig.4.2.

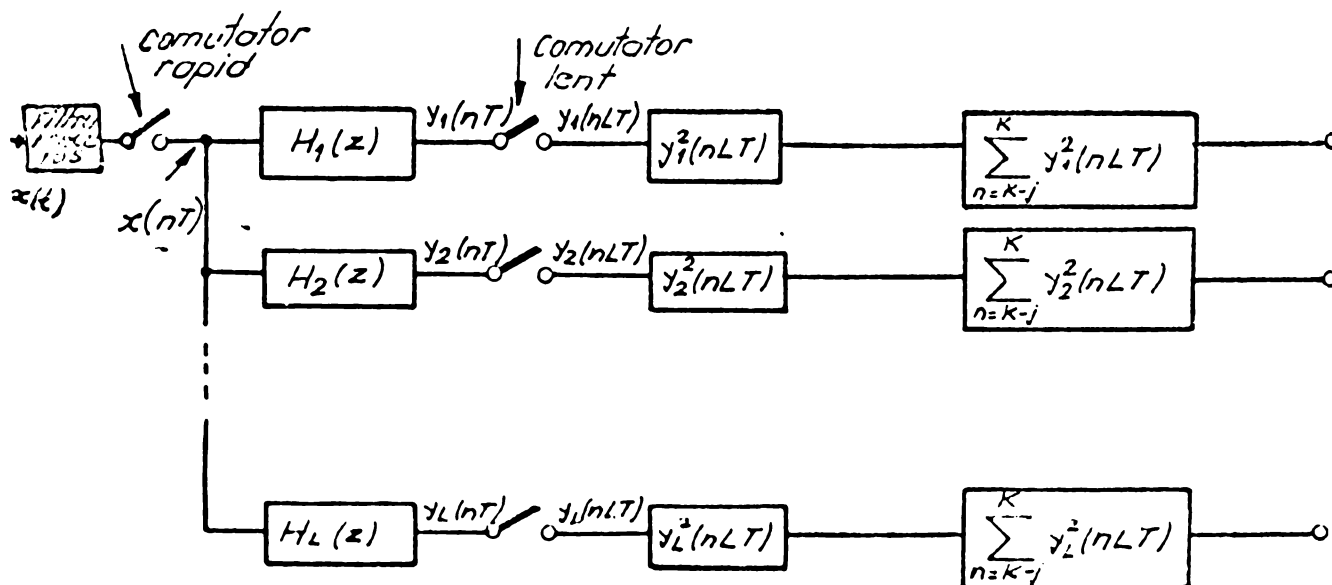


Fig.4.2

Filtrul trece jos permite trecerea frecvențelor de la 0 Hz la MHz. Procesul de eșantionare rapidă se realizează cu ajutorul unui convertor analog-numeric. Frecvența de eșantionare a semnalului $x(t)$ este mai mare sau egală de $2W$. ($T \leq \frac{1}{2W}$)

Filtrul de bandă îngustă i permite trecerea frecvențelor cuprinse în domeniul $(i-1)/2TL$ și $i/2TL$ Hz. Comutatorul lent se închide la fiecare a L -a închidere a comutatorului rapid și ieșirea filtrului i $[y_i(nLT)]$ este ridicată la pătrat și adunată la suma curentă a precedentelor valori $(j-1)$ ale lui $y_i^2(nLT)$. Parametrul j poate fi variat la opțiunea programatorului.

Funcția de transfer a filtrului i , $[111]$, $[129]$, este :

$$H_i(Z) = b_{oi} \frac{Z^2(Z-1)(Z+1)}{(Z-Z_{1i})(Z-\bar{Z}_{1i})(Z-Z_{2i})(Z-\bar{Z}_{2i})} =$$

$$= b_{oi} \frac{(1-Z^{-1})(1+Z^{-1})}{(1+b_{1i}Z^{-1}+b_{2i}Z^{-2})(1+b_{3i}Z^{-1}+b_{4i}Z^{-2})} \quad (4.12)$$

unde

$$b_{oi} = \frac{(1+b_{1i}e^{-j\beta_i T} + b_{2i}e^{-2j\beta_i T})(1+b_{3i}e^{-j\beta_i T} + b_{4i}e^{-2j\beta_i T})}{(1-e^{-j\beta_i T})(1+e^{-j\beta_i T})}$$

$\beta_i = \frac{2\pi W}{L} (i - \frac{1}{2})$ este frecvența centrală a filtrului. Ecuațiile cu diferențe finite pentru combinația în paralel sînt :

$$f_{1i}(nT) = x(nT) - b_{1i}f_{1i}[(n-1)T] - b_{2i}f_{1i}[(n-2)T]$$

$$f_{2i}(nT) = x(nT) - b_{3i}f_{2i}[(n-1)T] - b_{4i}f_{2i}[(n-2)T] \quad (4.13)$$

$$\bar{y}_i(nT) = a_{1i}f_{1i}(nT) + a_{2i}f_{1i}[(n-1)T] + a_{3i}f_{2i}(nT) + a_{4i}f_{2i}[(n-1)T]$$

în care :

$$\begin{aligned} a_{1i} &= K_{1i} + \bar{K}_{1i} & b_{1i} &= -(Z_{1i} + \bar{Z}_{1i}) \\ a_{2i} &= -(Z_{1i}\bar{K}_{1i} + \bar{Z}_{1i}K_{1i}) & b_{2i} &= |Z_{1i}|^2 \\ a_{3i} &= K_{2i} + \bar{K}_{2i} & b_{3i} &= -(Z_{2i} + \bar{Z}_{2i}) \\ a_{4i} &= -(Z_{2i}\bar{K}_{2i} + \bar{Z}_{2i}K_{2i}) & b_{4i} &= |Z_{2i}|^2 \end{aligned} \quad (4.14)$$

$$K_{1i} = (Z - Z_{1i}) \frac{H_i(Z)}{Z^2} \Big|_{Z = -Z_{1i}} \quad K_{2i} = (Z - Z_{2i}) \frac{H_i(Z)}{Z^2} \Big|_{Z = -Z_{2i}}$$

Poziția polilor Z_{ji} , $j=1,2$, este dată de relația :

$$Z_{ji} = e^{-\alpha_i T} \cos(\beta_{ji} T) + j \sin(\beta_{ji} T) \quad (4.15)$$

unde $2\alpha_i$ [rad/sec] reprezintă lățimea benzii filtrelor utilizate :

$$S_{1i} = -\frac{2\pi w}{2L} \cos 45^\circ + j\left(\beta_i + \frac{2\pi w}{L} \sin 45^\circ\right) = -\alpha_i + j\beta_{1i}$$

$$S_{2i} = -\frac{2\pi w}{2L} \cos 45^\circ + j\left(\beta_i - \frac{2\pi w}{L} \sin 45^\circ\right) = -\alpha_i + j\beta_{2i} \quad (4.16)$$

$$\beta_i = \frac{2\pi w}{L} \left(i - \frac{1}{2}\right)$$

Primele 10 filtre utilizate au lățimea benzii de 10 Hz, iar următoarele 8 filtre au lățimea de 50 Hz (fig.4.3).

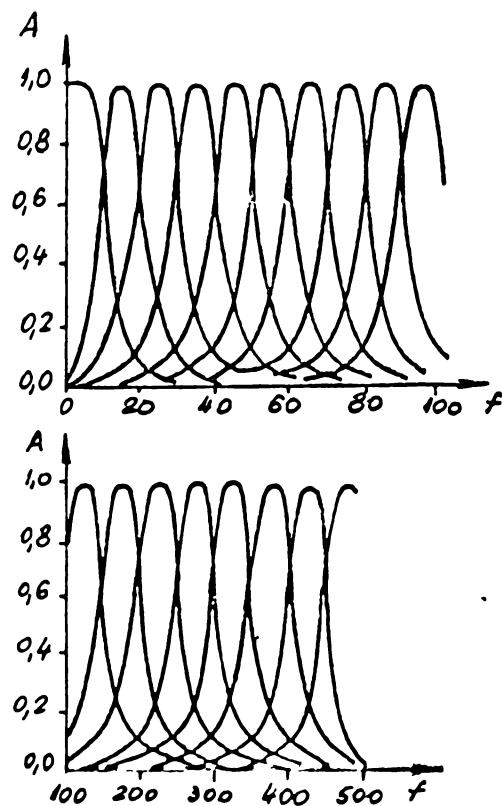


Fig. 4.3

Fig.4.3

Filtrul nr.1 din analizor este un filtru trece jos a cărui poli sînt dați de relațiile (4.6).

Funcția de transfer a acestui filtru este dată de relația (4.7).

Ecuatiile cu diferențe finite pentru forma paralel a acestui filtru sînt date de relațiile (4.9). Coeficienții care intervin în aceste ecuații se determină cu relațiile (4.6) și (4.10).

Filtrul trece sus (nr.18) este imaginea în oglindă a filtrului trece jos (nr.1). Deci,

$$\begin{aligned} Z_{118} &= -Z_{11} \\ Z_{218} &= -Z_{21} \end{aligned} \quad (4.17)$$

Ecuatiile ce caracterizează acest filtru sînt date de relațiile 4.9. Calculul coeficienților este identic cu cel pentru filtrul trece jos.

Programul de analiză spectrală, realizat de autor, constă din două subprograme, și anume : un subprogram pentru calculul coeficienților și un subprogram pentru analiza spectrală propriuzină. În figurile 4.4, 4.5 și 4.6 se prezintă organigramele pentru calculul coeficienților, iar în figurile 4.7 și 4.8 organigramele pentru analiza spectrală a undei ECG. În aceste organigrame se specifică rolul fiecărei variabile utilizate și scopul fiecărui bloc de calcul.

În anexa A1 se prezintă programul scris în limbajul FORTRAN și rezultatele obținute în urma rulării pe calculatorul FELIX C 256. Datele corespunzătoare unui ciclu cardiac au fost introduse prin puncte. Aceste valori s-au luat la o rată de eșantionare de 1000 eșant./sec.

4.2.3. Măsurarea parametrilor caracteristici undei ECG

Principalul obiectiv în analiza automată a electrocardiogramelor constă în măsurarea parametrilor specifici unui ciclu cardiac. Problema se reduce la identificarea diferitelor componente dintr-un ciclu cardiac și la măsurarea duratelor și amplitudinilor acestora, precum și a intervalelor. La ora actuală există diverse procedee de măsurare a parametrilor undei ECG. În continuare, autorul descrie succint unul din aceste procedee.

În scopul identificării diferitelor componente ale electrocardiogramei trebuie parcurs mai multe etape, [13], [64], [69], [86], [120].

În prima etapă se stabilește un punct de referință față de care se determină celelalte elemente caracteristice. Acest punct de referință corespunde vârfului undei R. Identificarea acestui punct se face prin găsirea maximumului primei derivate. Caracteristicile experimentale nu arătat o valoare peste $3\mu\text{V}/\text{msec}$ [120], pentru prima derivată au fost găsite doar la undele P, T și complexe QRS.

În a doua etapă se determină începutul și sfârșitul începerii undei. Din punctul unde s-a găsit maximumul primei derivate se cercetează în față și în spatele acestui punct pînă valoarea pentru prima derivată devine mai mică de $3\mu\text{V}/\text{msec}$. În felul acesta se determină începutul și sfârșitul complexului QRS. În continuare, de la punctul ce marchează începutul complexului QRS se cercetează în față pînă ce prima derivată depășește valoarea de $3\mu\text{V}/\text{msec}$. Acest punct marchează sfârșitul undei P. Dacă o astfel de valoare nu există se decide că nu există unda P. În cazul unor înregistrări ce conțin unda P, se cercetează începînd de la începutul înregistrării valorile corespunzătoare primei derivate. Se determină punctul în care se obține prima dată o valoare peste $3\mu\text{V}/\text{msec}$. Acest punct se consideră ca fiind începutul undei P. În cazul cînd intervalul de timp dintre punctul de sfârșit al undei P și cel de început diferă doar cu cîteva milisecunde se consideră că începutul undei P nu este identificat. În acest caz procedeul se repetă considerînd o valoare mai mică de $3\mu\text{V}/\text{msec}$ pentru pragul primei derivate. Similar se procedează și pentru unda T.

În a patra etapă se determină duratele și amplitudinile undelor identificate. Pentru măsurarea duratelor se utilizează timpi corespunzători începutului și sfârșitului undelor. Valoarea maximă a eșantioanelor corespunzătoare undei ECG cuprinsă între cele două puncte reprezintă amplitudinea undei respective.

În a cincea etapă se creează fișiere cu mărimile determinate, și anume :

- un fișier prin care se specifică momentul ce marchează începutul și sfârșitul undelor P și al complexelor QRS față de momentul corespunzător începutului înregistrării.

- un fișier prin care se specifică tipul fiecărei unde. Acest fișier conține cifre de la 1 la 6. Cifrele 1 la 4 indică tipul undei P și anume :

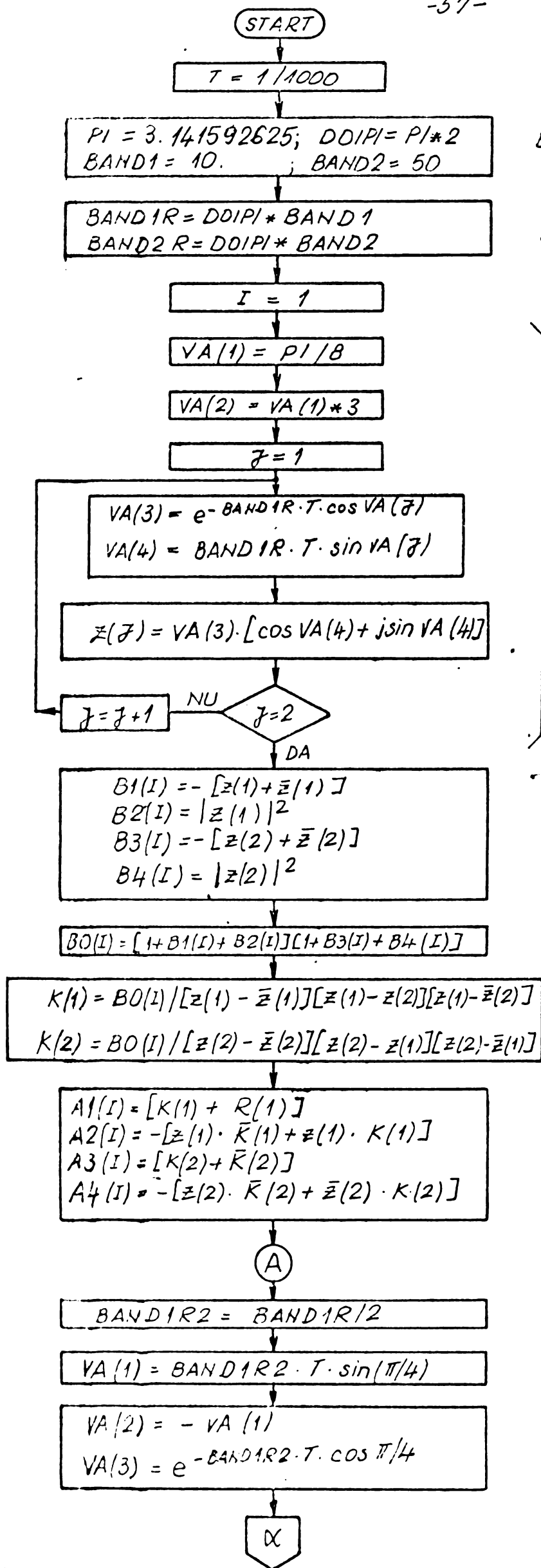
- 1 pentru unda a cărei amplitudine pozitivă este mai mică de 0,25 mV și durată mai mică de 110 msec ;
- 2 pentru unda cu amplitudine negativă și durată mai mică de 110 msec ;
- 3 pentru unda cu amplitudine pozitivă mai mică de 0,25 mV și durată mai mare de 110 msec. ;
- 4 pentru unda cu amplitudine negativă și durată mai mare de 110 msec.

Cifrele 5 și 6 indică tipul complexului QRS și anume :

- 5 pentru complexul care are amplitudine pozitivă mai mică de 1,6 mV și durată mai mică de 100 msec. ;
- 6 pentru complexul cu amplitudine pozitivă mai mică de 1,6 mV și durată mai mare de 100 msec.

Limitele de mai sus categorisesc undele în normale și anormale. Aceste limite sînt specifice derivației D_2 , [127]. De asemenea, în această etapă se face media aritmetică a amplitudinilor, respectiv a duratelor corespunzătoare fiecărui tip de undă găsit. Totodată, se calculează numărul total al undelor identificate.

Cu aceste date se intră în programul de analiză și interpretare automată.



T = perioada de esantionare
 I = contor pentru filtre
 J = contor pentru polii filtrului
 $BAND1R, BAND2R$ = lătimea de bandă a filtrelor în rad/s (corespunzător lui 2α)

$VA(K)$ = variabile auxiliare de calcul

$$z_1 = e^{-2\alpha T \cos \frac{3\pi}{8}} \left[\cos(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}) + j \sin(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}) \right]$$

$$z_2 = e^{-2\alpha T \cos \frac{3\pi}{8}} \left[\cos(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}) + j \sin(2\alpha T \sin \frac{3\pi}{8}) \right]$$

$$b_{1i} = -(z_{1i} + \bar{z}_{1i})$$

$$b_{2i} = |z_{1i}|^2$$

$$b_{3i} = -(z_{2i} + \bar{z}_{2i})$$

$$b_{4i} = |z_{2i}|^2$$

$$K_{1i} = (z - z_{1i}) \frac{H(z)}{z^2} \Big|_{z=z_{1i}}$$

$$K_{2i} = (z - z_{2i}) \frac{H(z)}{z^2} \Big|_{z=z_{2i}}$$

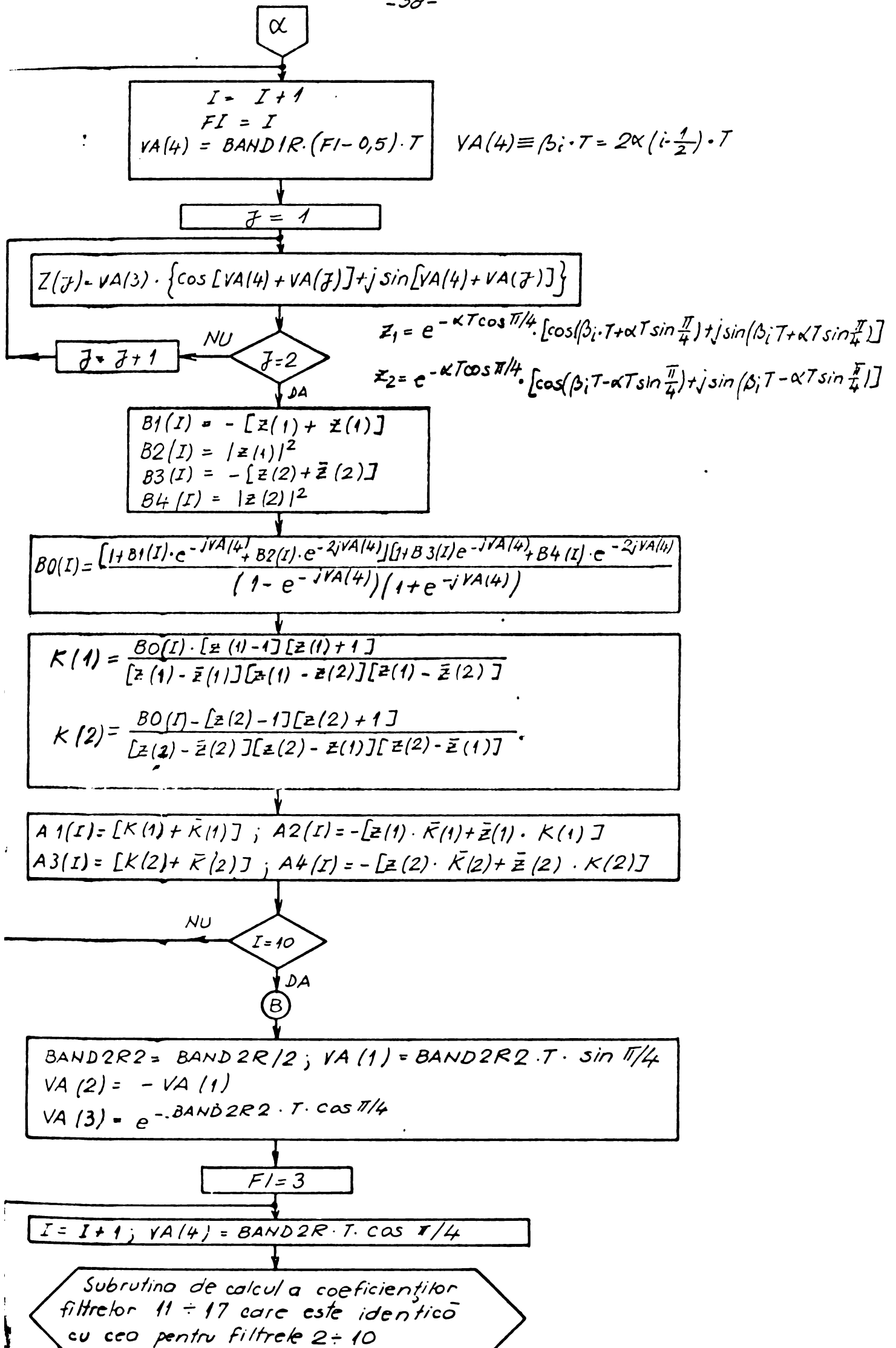
$$a_{1i} = (K_{1i} + \bar{K}_{1i})$$

$$a_{2i} = -(z_{1i} \cdot K_{1i} + \bar{z}_{1i} \cdot \bar{K}_{1i})$$

$$a_{3i} = K_{2i} + \bar{K}_{2i}$$

$$a_{4i} = -(z_{2i} \cdot K_{2i} + \bar{z}_{2i} \cdot \bar{K}_{2i})$$

$BAND1R2$ corespunde lui α



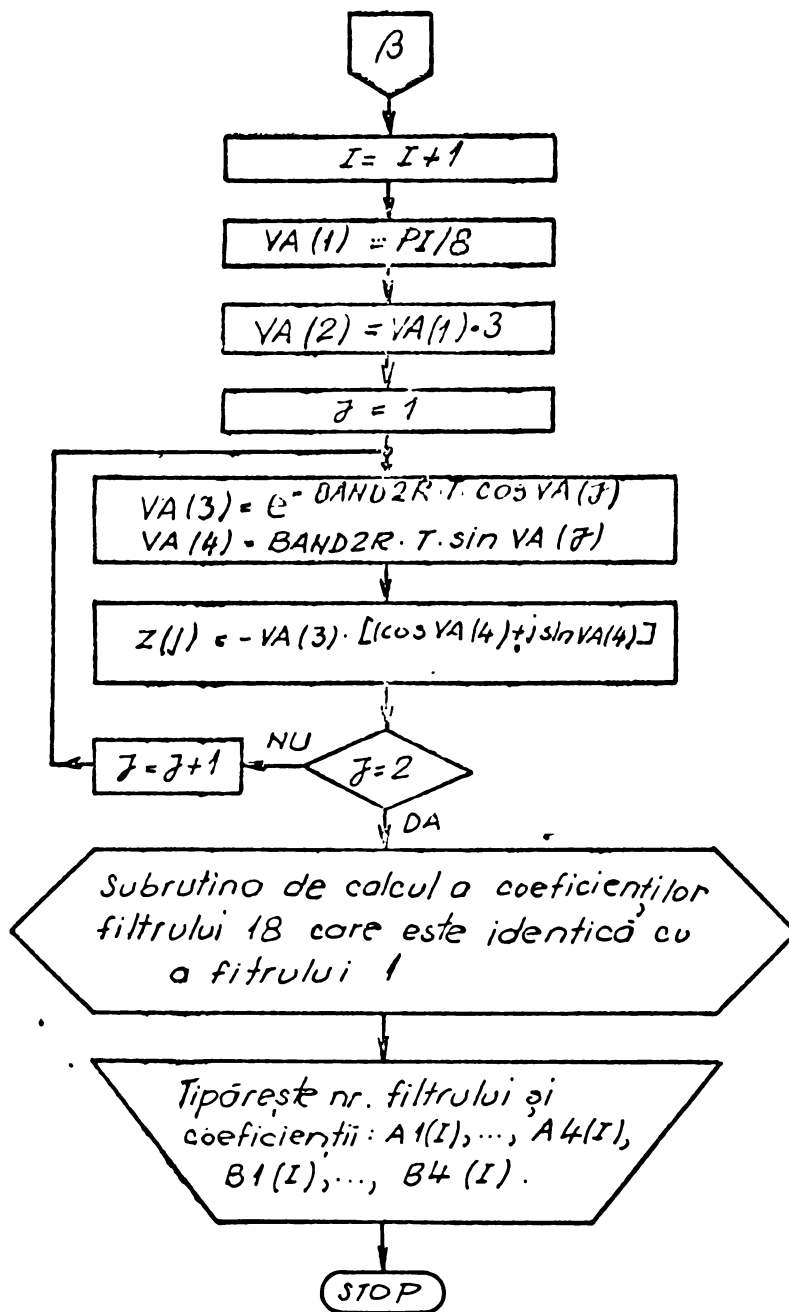
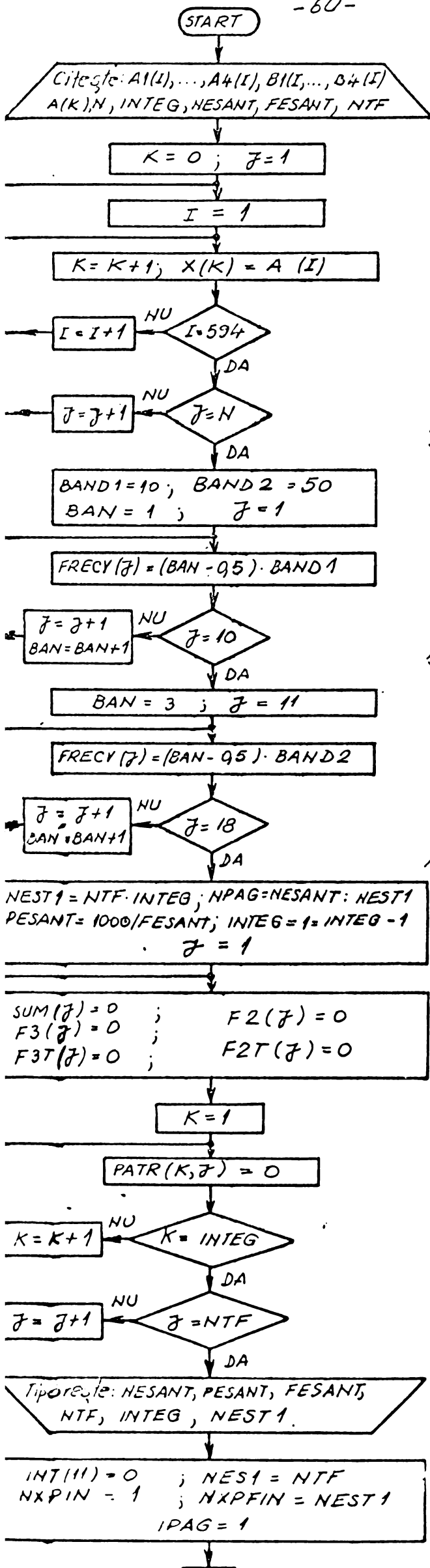


Fig. 4.6.



INTEG : Domeniul de integrare (nr. de coloană
câte adună)

FESANT = frecvența de eșantionare a ECG-ului

NTF = nr. total de filtre

NESANT = nr. total de eșantioane

A(K) = eșantioane pînă la o perioadă ECG

Se stabilesc valorile ECG
pentru N perioade

Se determină frecvența
centrală a primelor 10
filtre care au lățimea
benzii de 10 Hz

Se determină frecvența
centrală a următoarelor
8 filtre care au lățimea
benzii de 50 Hz.

NEST1 = nr. de puncte ce se tipăresc
pe linie

NPAG = nr. de pagini

PESANT = perioada de eșantionare a
ECG-ului

INTEG1 = variabilă de calcul

Stabilirea condițiilor inițiale :

SUM = suma dintre PATR(K, J)

F2 pentru $f_2(nT)$

F2T pentru $f_2[(n-1)T]$

F3 pentru $f_3(nT)$

F3T pentru $f_3[(n-1)T]$

INT = contor pt. tipărirea numărului de
eșantioane prelucrate

NES1 = contor ptr. tipărirea pe coloană

NXPIN = contor pt. extragerea datelor X(K)
pe pagini, valoare inițială

NXPPIN = contor pt. extragerea datelor
X(K) pe pagini, valoare finală

NCFIL = contor pt. tipărirea nr. filtrului
 ITIP = contor pentru tipărire

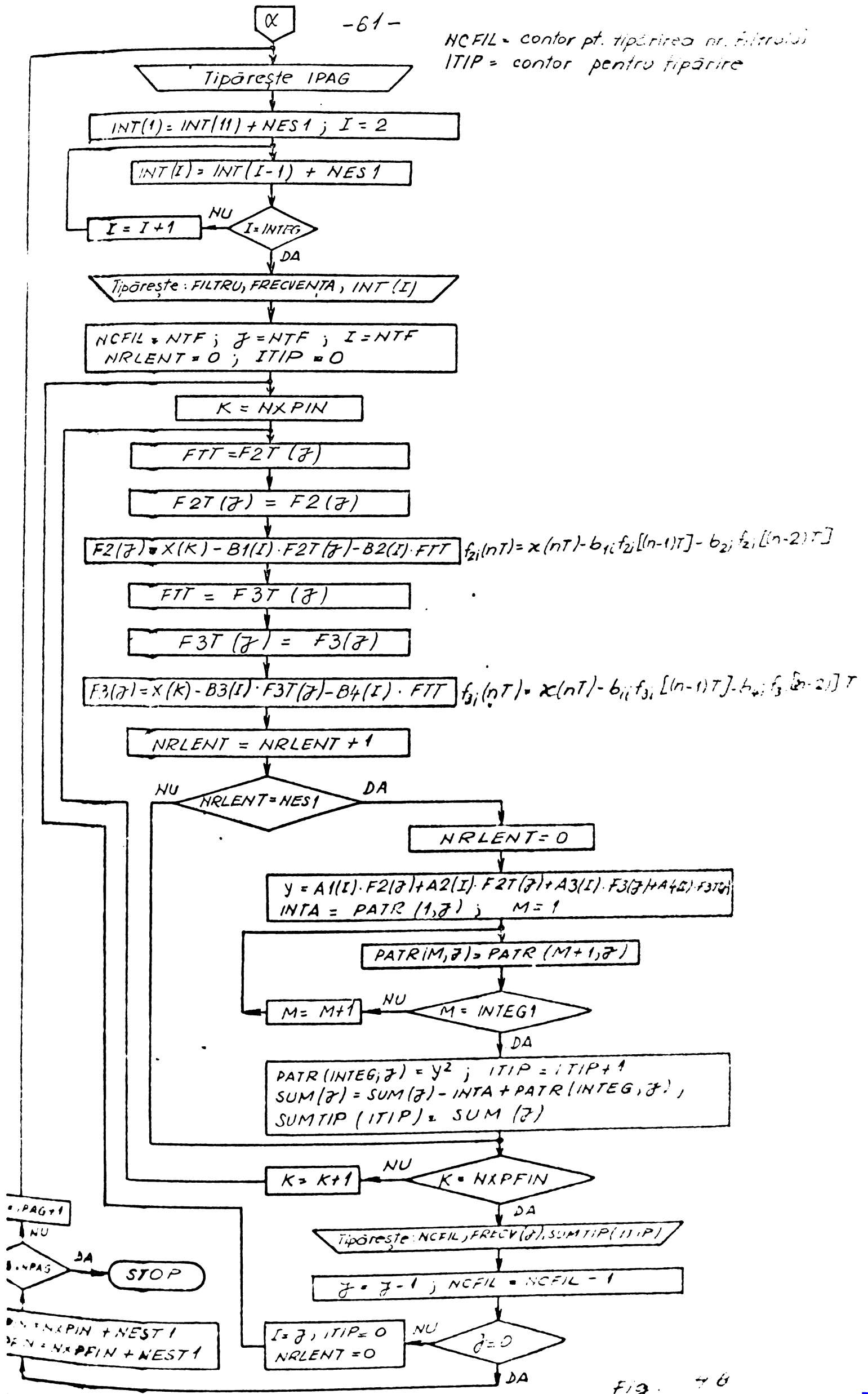


Fig. 48

CAPITOLUL 5

ALGORITMI PENTRU ANALIZA AUTOMATA A TULBURARILOR DE RITM CARDIAC

5.1. Introducere

Un progres important în interpretarea datelor obținute prin investigațiile paraclinice ale sistemului cardiovascular, îl constituie preluarea, stocarea și interpretarea diversilor parametri cu ajutorul calculatoarelor.

Din multitudinea de fenomene biologice analizate de calculator, un progres important s-a înregistrat în analiza traseelor ECG cu posibilitatea de a semnala alterațiuni patologice de mare finețe ce apar pe aceste trasee. Analiza electrocardiogramelor cu ajutorul calculatorului a început să treacă din faza de cercetare spre o tehnică validată.

Sistemele de analiză automată a electrocardiogramelor conțin un număr mare de periferice destinate achiziționării, memorării și afișării informațiilor și un calculator cu o memorie adecvată. Problema principală a acestor sisteme cu mare putere de calcul o constituie programele de analiză și interpretare. Unele sisteme sînt, la ora actuală, comercializate. Fiecare beneficiar are anumite pretenții pentru analiza ECG-ului, [76], ceea ce face necesară modificarea și extensia sistemului de bază proiectat. În plus, intrările de date pentru diferite clase de ECG, necesitățile de comparare și de memorare pe termen lung, sînt modificări care trebuie luate în considerare. De asemenea, localizarea geografică a diferitelor centre de prelucrare implică modificări în structura sistemului de bază.

Configurația de bază a unui sistem de prelucrare automată a electrocardiogramelor conține următoarele subsisteme :

- un echipament terminal constituit din unități de achiziții de date ; unități de memorare (de obicei bandă magnetică);

- un echipament controlat de un microprocesor, pentru transmiterea prin telefon a informației;

- un echipament central de calcul constituit din : calculator de capacitate mare ; unități de memorare (benzi magnetice, discuri magnetice de capacitate mare), etc.

- Bibliotecă cu programe de măsurare a diferiților parametrii din unda ECG și de analiză automată a electrocardiogramelor. La ora actuală, aceste programe nu sînt prezentate în literatură. Articolele de specialitate prezintă doar rezultatele și performanțele obținute cu aceste programe în comparație cu interpretarea manuală făcută de cardiologi. În general, toate aceste programe conțin subprograme de analiză a ritmului cardiac.

Analiza tulburărilor ritmului cardiac este de o importanță deosebită deoarece aritmiile cardiace reprezintă o cauză de morbiditate și mortalitate majoră în patologie. În această direcție, autorul a elaborat doi algoritmi pentru analiza aritmiilor, [23], [24], [34].

5.2. Algoritm pentru determinarea activității fizice

Mansourian, [37], arată că între ritmul inimii și consumul de energie [Kcal/min] există o relație liniară :

$$W = 0,1242 f_h - 7,91 \quad (5.1)$$

unde f_h reprezintă ritmul inimii iar W este energia consumată.

Calculul acestei energii pe baza unui ritm mediu nu reflectă dacă în activitatea subiectului au existat perioade cu efort intens. Analiza, bătăie cu bătăie, a distribuției în timp a ritmului cardiac, pe intervale de monitorizare de ordinul orelor, necesită înregistrarea pe o bandă magnetică, cu capacitate de memorare suficient de mare, a undei ECG și apoi prelucrarea acestei informații de către o unitate specializată. Această metodă presupune realizarea unui echipament relativ costisitor și o manipulare a acestuia de către personal specializat.

În vederea reducerii complexității unui astfel de sistem Mansourian, [37], recomandă ca diferențierea și înregistrarea ritmului să se facă în 8 clase. El presupune că aceste clase reflectă 8 nivele diferite de activitate fizică. Prin aplicarea formulei (5.1) la fiecare clasă se poate pune în evidență activitățile fizice mai mult sau mai puțin intense.

Pornind de la această idee, autorul realizează un monitor portabil de ritm cardiac. Descrierea acestuia precum și o parte din rezultatele obținute se vor prezenta în capitolul 6.

5.3. Algoritm bazat pe analiza morfologică a undei ECG

5.3.1. Descrierea metodei

Ideea de bază, după care autorul a conceput acest algoritm, este aceea de a determina majoritatea complexelor QRS care au aceeași durată, aceeași amplitudine și același interval RR. Deoarece și în cazul unor subiecți cu ECG perfect normal se constată mici abateri de la un ciclu cardiac la altul a parametrilor specificați mai sus, [127], se admite o toleranță de $\pm 20\%$. În funcție de valoarea celor trei parametri ce caracterizează fiecare complex QRS se face o clasificare a acestora. În cazul în care există o singură clasă (toate complexe QRS se repetă la intervale aproximativ egale și au aceeași amplitudine și durată) se consideră că subiectul are un ritm regulat. Natura acestui ritm de bază se determină în subrutina de ritm dominant. Datele cu care operează această subrutină sînt : media aritmetică a intervalelor RR și PP ; durata și amplitudinea complexelor QRS și a undelor P ; media aritmetică a intervalelor PR ; numărul de unde P și complexe QRS găsite în înregistrare. De asemenea se verifică prezența undelor P în fața complexului QRS.

În cazul în care sînt mai multe clase se testează dacă există o clasă dominantă (clasă care să conțină mai mult de 70% din numărul total de QRS-uri). În cazul în care există o astfel de clasă se consideră că ritmul este cvasiregulat, [113], [127], [133]. Natura acestui ritm se determină în subrutina de ritm dominant pe baza mărimilor specifice complexelor QRS și a undelor P din clasa respectivă. Restul de unde se analizează în subrutina de decizii suplimentare. În această subrutină se analizează mărimile ce caracterizează fiecare complex QRS ce nu aparține clasei dominante precum și unda P asociată acestuia în scopul diferențierii extrasistolelor.

În cazul în care nu există clasă dominantă se trece la alte teste cum ar fi : testului fenomenului Wenckebach, testul

de bigeminitate sau trigeminitate, testul salvelor de bătăi.

Algoritmul operează asupra următoarelor date de intrare:

- un fișier de date, notat cu ITIP, prin care se specifică amplitudinea și durata undelor P, precum și amplitudinea și durata complexelor QRS dintr-o anumită înregistrare dată ;
- un fișier, notat cu DELTAT, prin care se specifică momentul apariției fiecărei unde din înregistrarea dată ;
- numărul total de unde din înregistrarea dată (N).

Prelucrarea celor două fișiere se face în paralel în scopul determinării intervalelor RR, PR, PP pentru fiecare revoluție cardiacă. Prin urmare, analiza se face bătaie cu bătaie.

Descrierea completă a algoritmului este prezentată în organigramele din figurile 5.1 la 5.7. În cele ce urmează autorul face o prezentare succintă a acestor organigrame.

După citirea datelor corespunzătoare celor două fișiere a duratelor și amplitudinilor undelor P și QRS se explorează simultan cele două fișiere în vederea determinării numărului total de unde P (NP) și complexe QRS (NR) ; a măsurării intervalelor PP și RR corespunzătoare ECG-ului ce urmează a fi analizat (blocurile notate cu 1 în organigrama generală din fig.5.1). Cu informațiile referitoare la aceste intervale se creează subfișierele notate cu PP și RR. De asemenea se creează și subfișierele : ITIPR prin care se precizează natura complexelor QRS ce delimitează intervalele RR instantanee și ORDR prin care se precizează rangul fiecărui complex QRS, (a câtu undă este).

După explorarea fișierelor ITIP și DELTAT se face apel la subrutina MAXMIN. În această subrutină se determină : valorile minime a intervalelor RR și PP (RRMIN respectiv PPMIN) și rangul corespunzător minimului (IRMIN respectiv IPLIN) ; valorile maxime a intervalelor RR și PP (RRMAX respectiv PPMAX) și rangul corespunzător maximului (IRMAX respectiv ILMAX) ; media aritmetică a intervalelor RR și PP (RRMED respectiv PPMED). Datele cu care operează această subrutină sînt : numărul total de unde R și P (NR respectiv NP) și subfișierele RR și PP.

În continuare, se face un test asupra undelor P în subrutina TESTUP din fig.5.2. În această subrutină se face histograma intervalelor PP și se determină maximul acestei histogramă. Histograma intervalelor PP se face astfel : primul inter-

vași PP din subfișierul PP se consideră intervalul reprezentativ al primei clase. Prin explorarea întregului subfișier PP se determină numărul de intervale ce aparțin primei clase (s-a admis o toleranță de $\pm 20\%$ față de intervalul reprezentativ). În mod asemănător se află numărul de intervale ce aparțin clasei a doua a cărui interval reprezentativ este al doilea interval PP din subfișierul PP, ș.a.m.d. Prin urmare, numărul de clase din această histogramă este egal cu numărul de intervale PP. Primul interval PP inclus în maximul histogramei se consideră a fi intervalul cel mai reprezentativ (PPR). În raport cu acest interval se calculează valoarea absolută a diferențelor intervalelor PP incluse în maximul histogramei și se face media aritmetică a acestor valori (DVP). Dacă maximul histogramei este $\geq 10\%$ se consideră că testul undelor P este trecut (IESTP = 1). Datele cu care operează această subrutină sînt numărul de unde P (NP) și subfișierul PP.

În continuare se formează 2 clase pentru intervalele RR, și anume : o clasă de intervale mărginite de complexe QRS de același tip (TABR1) și o clasă mărginită de complexe QRS de tip diferit (TABR2). Prin aplicarea aceluiași procedeu ca și la intervalele PP, se determină intervalele cele mai reprezentative a celor 2 clase (RR1REP respectiv RR2REP) ; media aritmetică a deviațiilor în raport cu aceste intervale (DEVRR1 și DEVRR2). În funcție de valorile maxime a celor 2 histograma, se stabilește clasa dominantă caracterizată prin intervalul dominant RRREP (RRREP = RR1REP sau RRREP = RR2REP) și deviația DVR (DVR = DEVRR1 sau DVR = DEVRR2).

Pentru complexe QRS ce aparțin clasei dominante (complexe ce mărginesc intervale RR caracterizate prin RRREP) se măsoară lungimile intervalelor PR. De asemenea se precizează dacă unda P din fața complexului QRS dominant este pozitivă (IAMP=1). Acest lucru se realizează prin explorarea fișierelor IAMP și DELPAT. Aplicînd aceeași tehnică ca și în cazul undelor P, se determină intervalul cel mai reprezentativ (PR) și deviația (DVRP).

Pe baza mărimilor specificate mai sus, printr-o logică de decizii prezentată în Fig.5.3, se determină natura ritmului dominant. Valorile utilizate în logica de decizii sînt valori pe baza cărora medicii diferențiază ritmurile cardiace, [133].

Pentru analiza fenomenului Wenckebach, a ritmului bigeminat sau trigeminat și a salvelor de bătăi se face o prelucrare bătăie cu bătăie a electrocardiogramei. Acest lucru este permis prin explorarea fișierelor ITIP și DELTAT. Logica de decizii utilizată precum și limitele pentru parametrii utilizați au la bază criteriul de interpretare vizuală a electrocardiogramelor. În organigramele prezentate se specifică rolul fiecărei variabile utilizate și funcția pe care o realizează fiecare bloc.

5.3.2. Rezultate experimentale

Pentru algoritmul prezentat mai sus autorul a scris un program în limbaj FORTRAN. Valabilitatea algoritmului a reieșit în urma prelucrării a 10 electrocardiograme corespunzătoare derivației standard D_2 . Aceste electrocardiograme au fost înregistrate la clinica ASCAR din Timișoara. În urma rulării programului pe calculatorul FELIX C 256, algoritmul prezentat a permis identificarea și diferențierea următoarelor tulburări de ritm și conducere : fibrilația atrială, flutterul atrial, tahicardiile paroxiste supraventriculare, extrasistolele atriale și ventriculare sistematizate și nesistematizate, disociația izoritmă, tahicardia ventriculară, blocurile atrioventriculare de gradul I, II și III, blocul sinoatrial, tulburări de ritm neclasificabile (ca de exemplu : boala sinusului atrial).

Electrocardiogramele prelucrate (20 de cicluri cardiace) au fost înregistrate la următorii bolnavi :

P.A., 46 ani - Dgs.: Stenoză mitrală. Programul de analiză automată identifică un ritm de bază normal cu frecvența ventriculară de 65 b/minut pe fondul căruia decelează o bătăie prematură atrială.

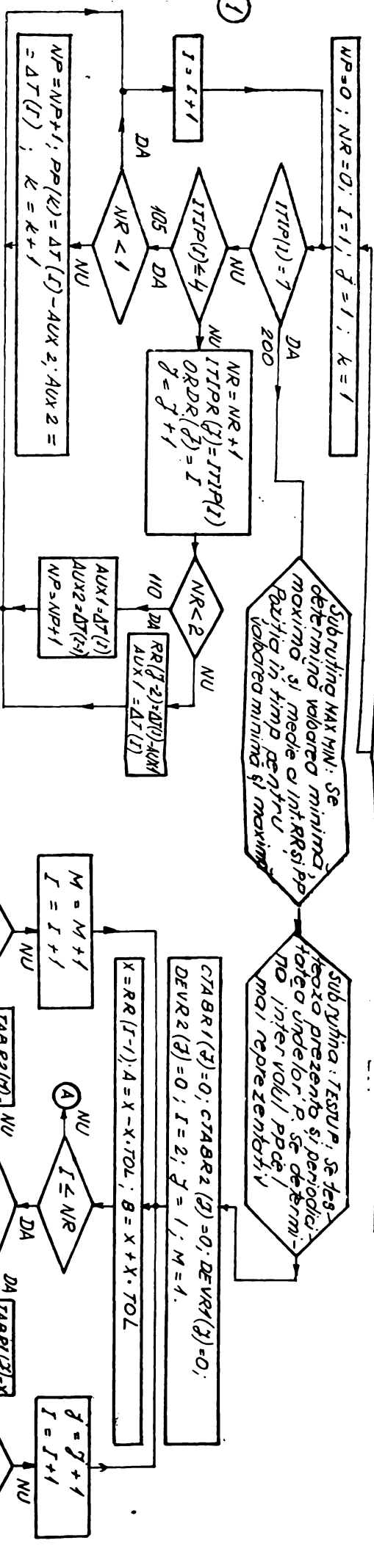
S.C., 63 ani - Dgs.: Cardiopatie ischemică dureroasă, insuficiență cardiacă globală. Programul de analiză decelează fibrilația atrială, o bătăie prematură ventriculară și 2 blocuri sino-atriale.

La bolnavul H.F., 57 ani - Dgs: Miocardopatie cronică congestivă. Calculatorul identifică un ritm sinusoidal normal cu frecvența atrială = frecvența ventriculară = 71 b/minut.

START

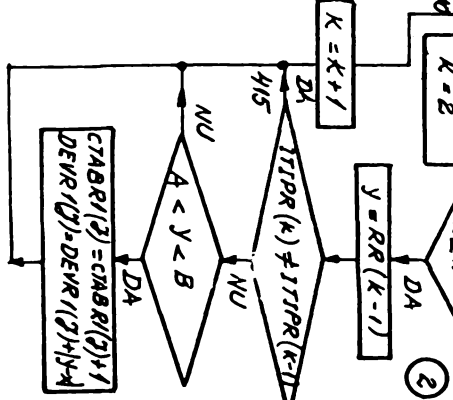
Citește durată și amplitudinea undelor P și QRS: AQR, DA1, AQ2, DA2, AP1, DP1, AP2, DP2, AP3, DP3, AP4, DP4. Date despre pacient: ALFA; fișierul de date: TTTP, fișierul de timp: DELTAT, numărul xordj de unde din înregistrare N.

Se măsoară intervalele RR, PP și se creează subfișiere pentru acestea. Se determină numărul de unde P și R din înregistrare.

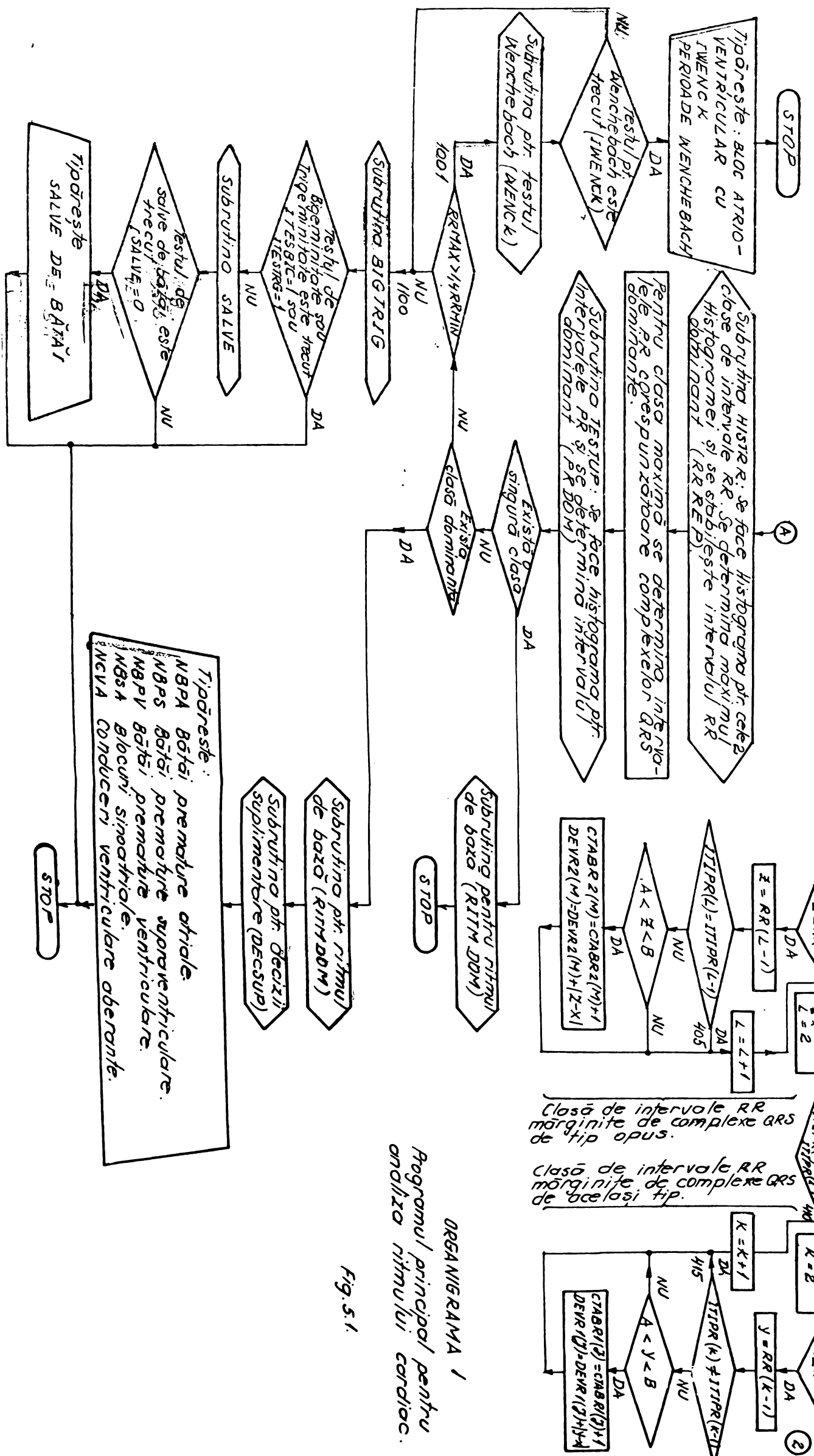


Clasă de intervale RR marginite de complexe QRS de tip opus.

Clasă de intervale RR marginite de complexe QRS de același tip.



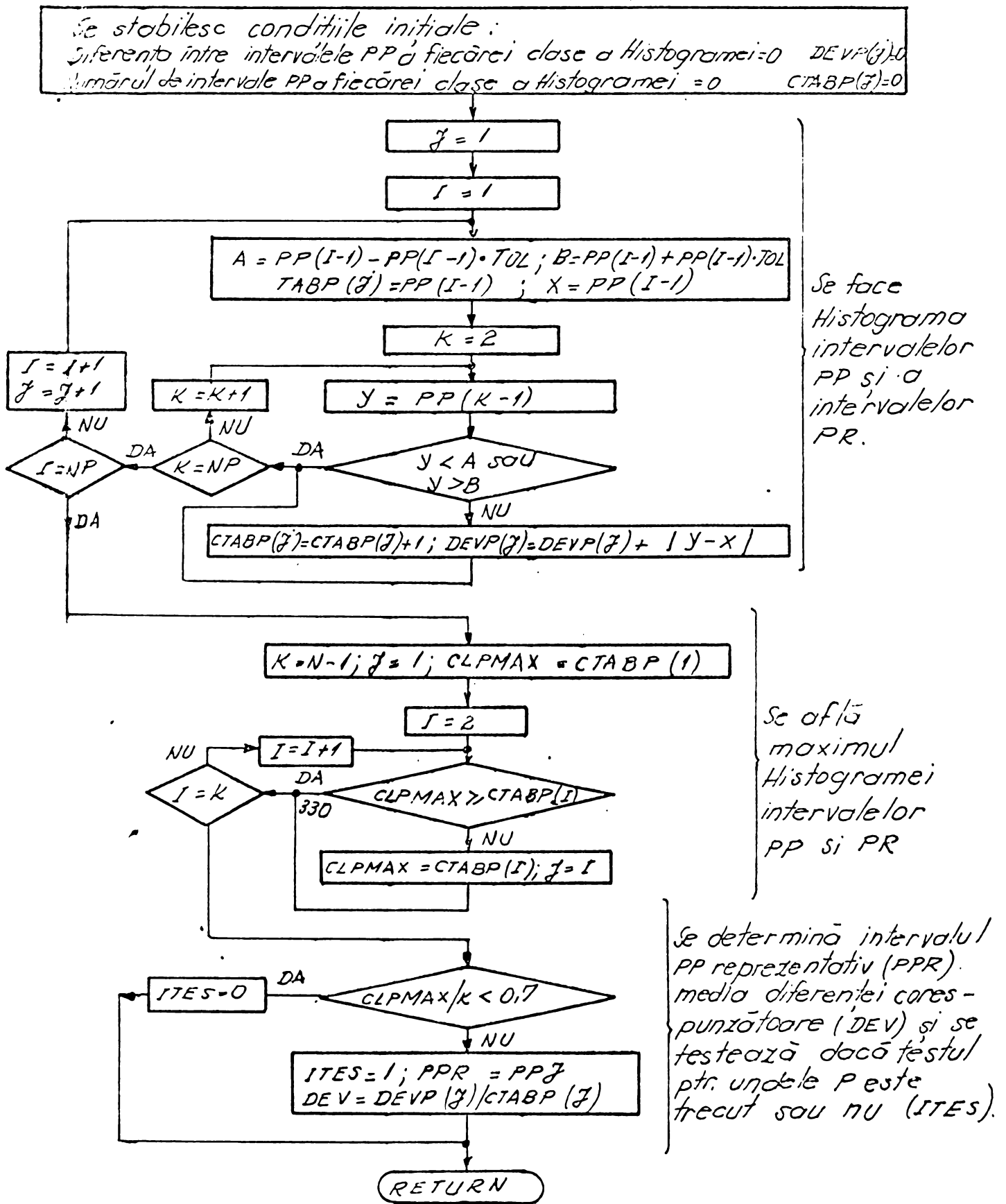
Se formează 2 clase pentru intervalele RR în funcție de tipul complexelor QRS ce mărginesc intervalele.



Tipărește:
 NBPA Bătăi premature atriale.
 NBPS Bătăi premature supraventriculare.
 BPI Bătăi premature ventriculare.
 BBS Bătăi sinoviale.
 BBSA Bătăi sinoviale obstrucționale.
 BBSV Bătăi sinoviale obstrucționale.

ORGANIGRAMA 1
 Programul principal pentru analiza ritmului cardiac.

Fig. 5.1.



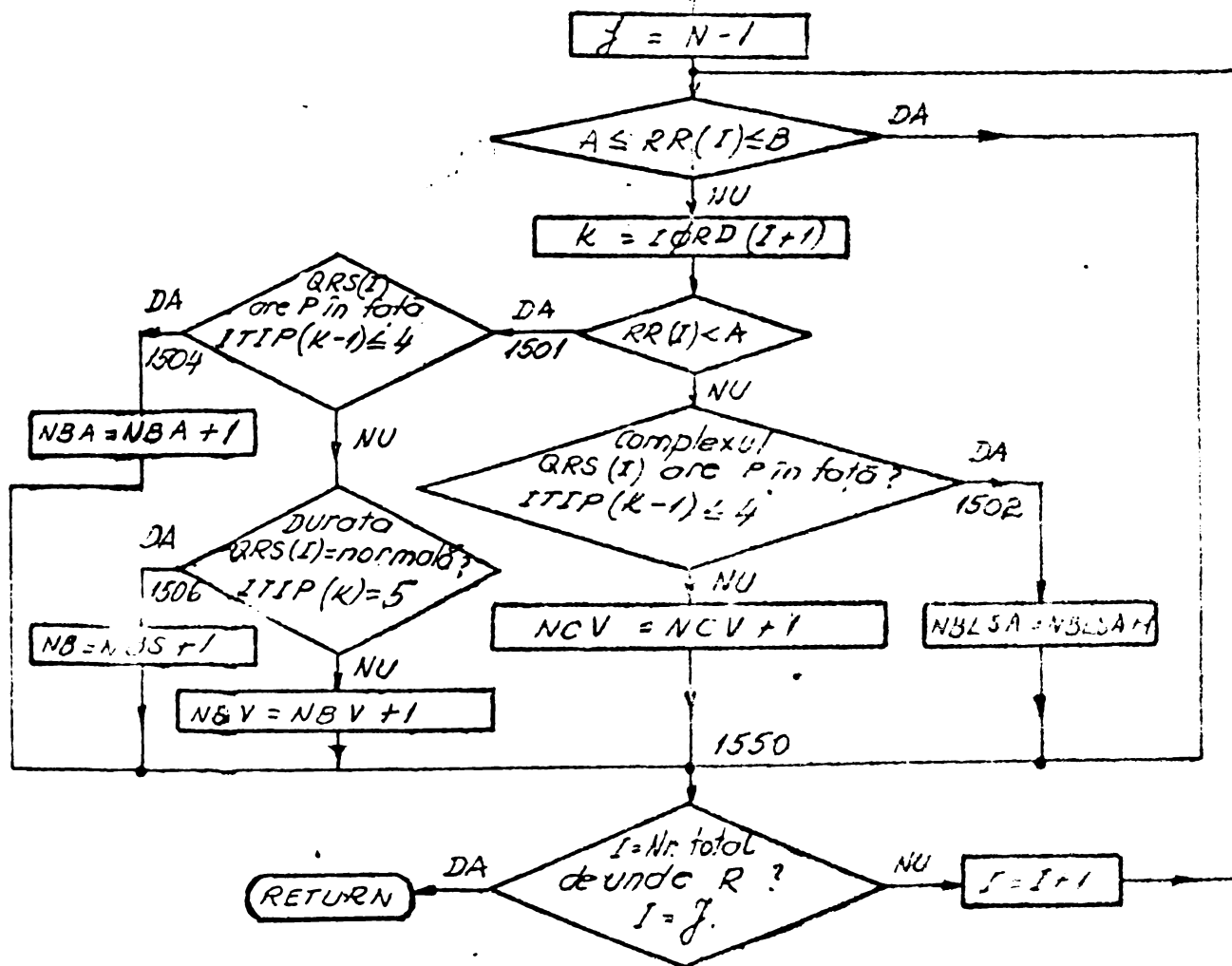
ORGANIGRAMA 2

Subrutina (TESTUP) pentru testarea undelor P și a intervalelor PR.

Fig. 5.2.

Se stabilesc condițiile inițiale:
 Nr. de bățai premature atriale = 0 (NBA = 0)
 Nr. de bățai premature supraventriculare = 0 (NBS = 0)
 Nr. de bățai premature ventriculare = 0 (NBV = 0)
 Nr. de blocuri sino-atriale = 0 (NBSA = 0)
 Nr. de conduceri ventriculare aberante = 0 (NCV = 0)

Stabilește limitele de încadrare a intervalului instantaneu RR(I) în raport cu intervalul RR dominant (RRD)
 $A = RRD - TOL \cdot RRD$; $B = RRD + TOL \cdot RRD$



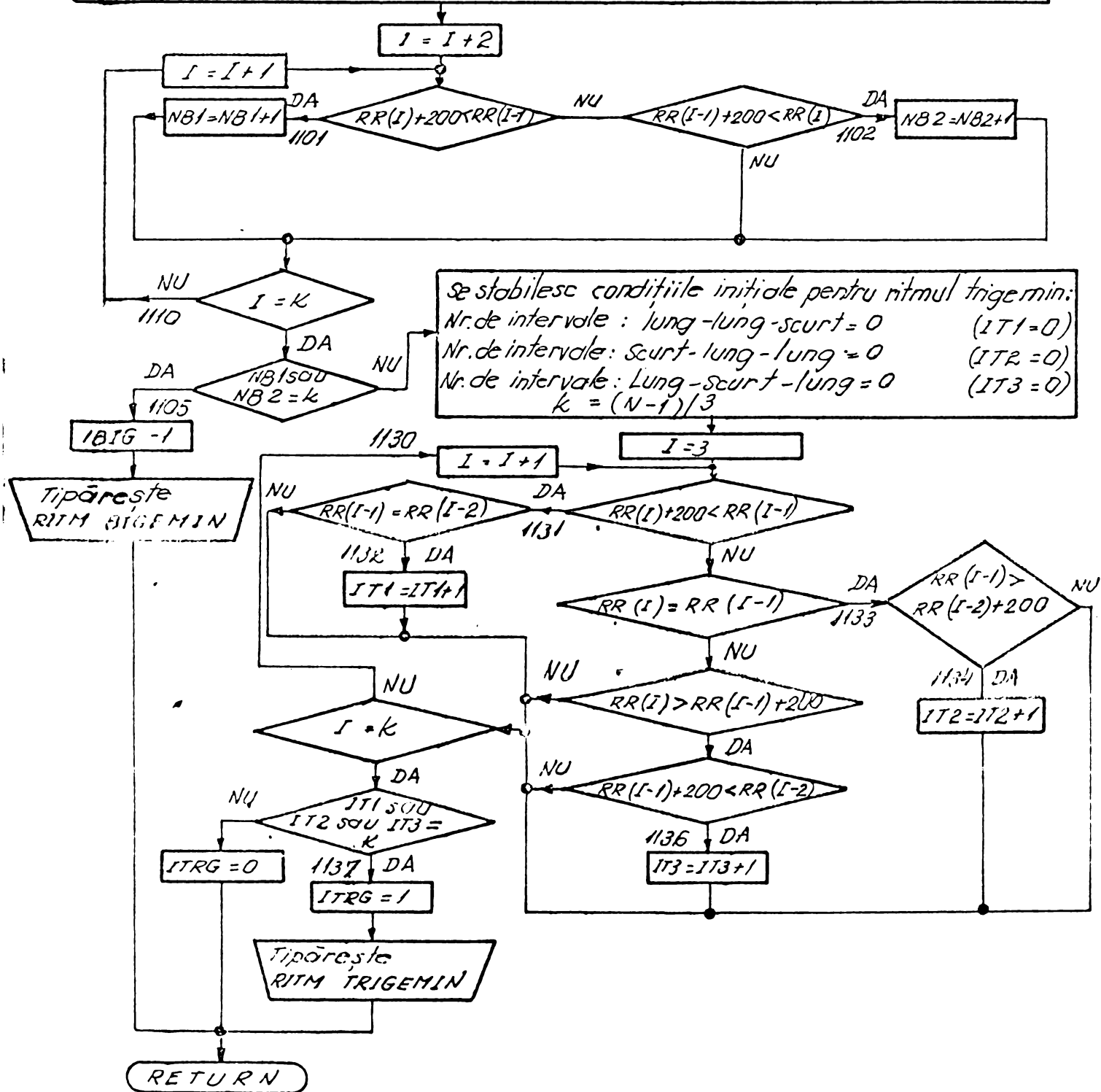
N = nr. total de unde R din înregistrare.
 ITIP(I) = fișier ce precizează tipul undelor din înregistrare
 JORD(I) = fișier ce precizează ordinea de apariție a undelor din înregistrare.

ORGANIGRAMA 4

Subrutina (DESUP) de decizii suplimentare

Fig. 5.4.

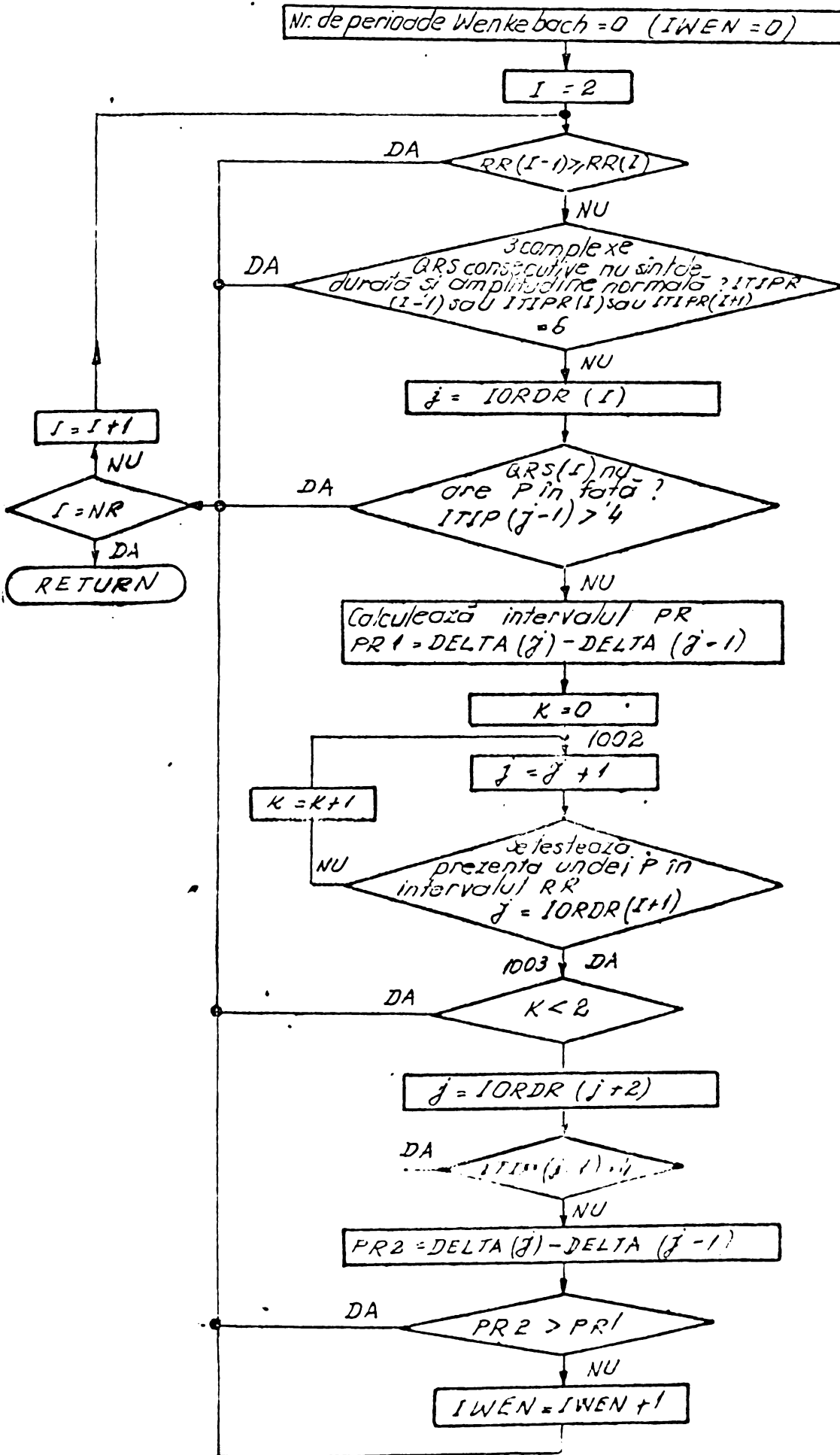
Se stabilesc condițiile inițiale pentru ritmul bigemin:
 Numărul de intervale : Lung - Scurt = 0 (NB1 = 0)
 Numărul de intervale : Scurt - Lung = 0 (NB2 = 0)
 Nr. de intervale ce caracterizează ritmul bigemin = Nr. total de intervale
 RR : 2 (K = (N-1)/2)



ORGANIGRAMA 5

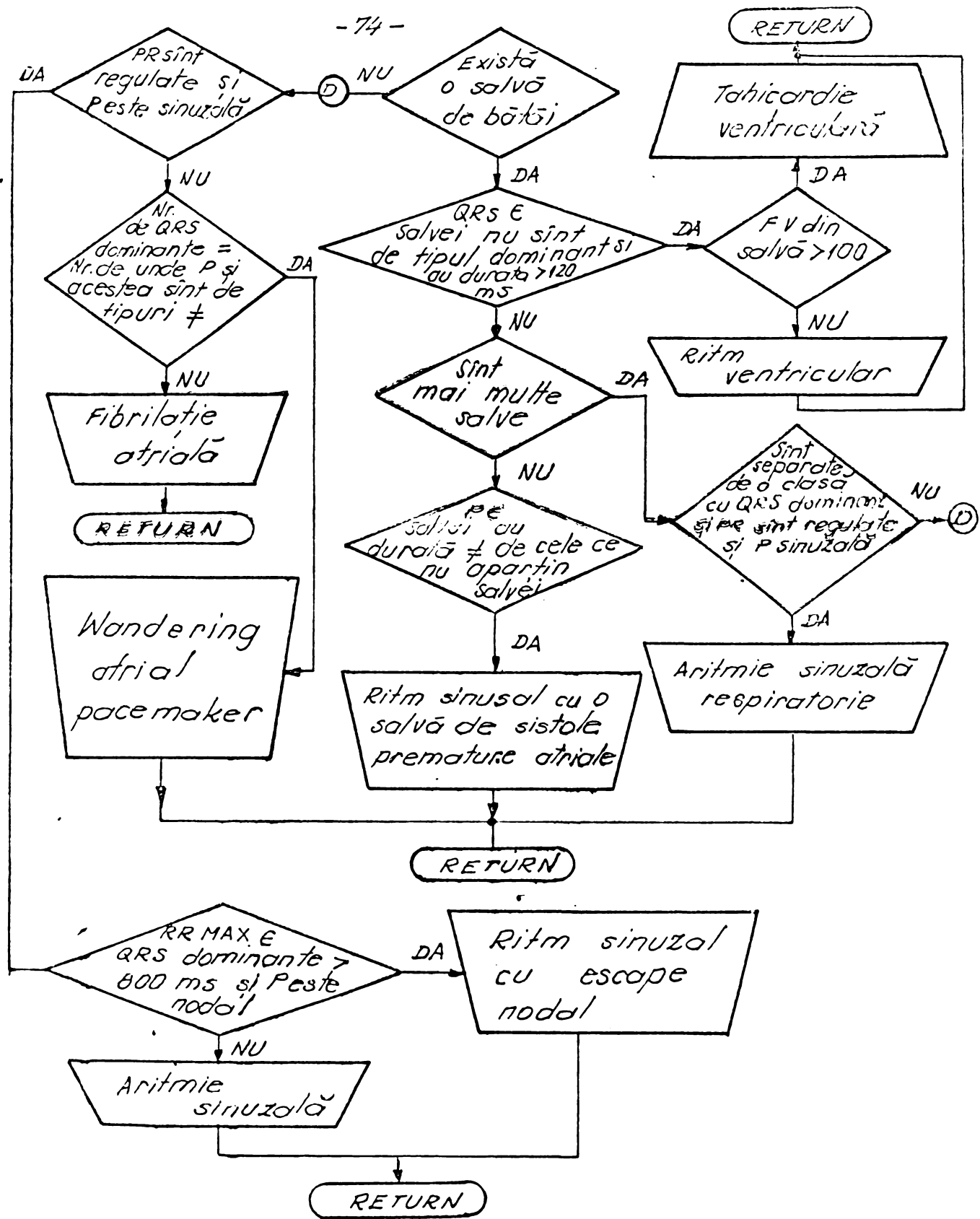
Subrutina (BIGTRIG) de analiză a ritmului bigeminat și trigeminat

Fig. 5.5.



ORGANIGRAMA 6
Subrutina (WENCK) pentru testul fenomenului
Wenckebach.

Fig. 5.6.



ORGANIGRAMA 7
 Subrutina (SALVE) pentru testarea salvelor de bătăi

Fig. 5.7.

H.L., 42 ani - Dgs.: Boală mitrală, flutter atrial și insuficiență cardiacă globală. Programul de analiză decelează flutterul atrial.

D.I., 42 ani - Dgs.: Infarct miocardic anterior întins. În urma prelucrării s-a identificat 2 extrasistole ventriculare bigeminate.

C.L., 54 ani - Dgs.: Infarct miocardic antero-septal stadiu cronic. Programul de analiză automată a tulburărilor de ritm identifică 2 salve de extrasistole ventriculare.

Rezultatele analizei automate a tulburărilor de ritm cardiac au fost în concordanță cu ale medicilor cardiologi.

Compilarea programului și analiza a 20 de cicluri cardiace a durat 13 secunde.

În anexa 2 este prezentat programul și o parte din rezultatele obținute în urma rulării acestuia pe calculator.

5.4. Algoritm de identificare a ritmului cardiac de bază prin metode statistice

5.4.1. Introducere

Domeniul statisticii matematice și al aplicațiilor sale s-a dezvoltat continuu și o varietate de abordări ale acestuia și-a făcut loc în revistele de specialitate. Interesul pentru acest subiect are, evident, origini foarte diferite :

- dorința inginerilor de exploatare de a dobândi o mai bună cunoaștere a anumitor instalații cu scopul de a obține un control îmbunătățit și astfel de a micșora cheltuielile de exploatare sau de a mări eficiența ;

- studiul vehiculelor spațiale și de mare performanță aerodinamică, studiul sistemelor de transport terestre ;
- studiul comportării operatorului uman în procesele de urmărire și în alte tipuri de conducere și de procese de instruire.

În ultimii ani teoria estimării parametrilor și a stărilor sistemelor se aplică și în investigarea sistemelor biologice adică a sistemelor neuromusculare, ca de exemplu : sistemul de reglare a pupilei ochiului ; comanda extremităților (braț, picior) ; sistemul de reglare al bătăilor inimii.

Interesul pentru teoria estimării a izvorât nu numai din necesitatea îmbunătățirii performanțelor sistemelor, ci și din reflectarea posibilităților de aplicare a teoriei estimării oferite de apariția calculatoarelor moderne, atât prin hardware-ul cât și prin software-ul său.

În analiza sistemelor, o problemă centrală este construirea modelelor.

În acest paragraf autorul prezintă un algoritm de identificare și clasificare a ritmului cardiac de bază. Algoritmul ce se descrie se bazează pe construirea unor modele matematice dinamice și pe estimarea stării procesului.

Conceptia se bazează pe utilizarea datelor referitoare la intervalele RR din unda ECG și dezvoltarea unor modele adaptate care să descrie comportarea secvențială a intervalelor diferitelor aritmii care persistă pe o durată de cel puțin 4 bătăi.

Modelele ce se prezintă se adaptează continuu la variațiile ritmului cardiac.

Metoda implică calculul statisticii suficiente pentru datele măsurate. Având o astfel de statistică (probabilitățile) este foarte ușor să se identifice ritmicitatea cordului.

Performanțele algoritmului depind foarte mult de precizia de identificare a complexului QRS și de măsurarea intervalului RR. Metodele utilizate se descriu în paragraful 6.3.

5.4.2. Modelarea ritmurilor de bază

Structura modelelor s-a ales pe baza cunoștințelor apriorice a modificării intervalelor RR.

Modelele care se examinează, [59], [60], sunt de forma :

$$\begin{aligned}x(K) &= A \cdot x(K-1) \\ y(K) &= C \cdot x(K) + v(K)\end{aligned}\tag{5.2}$$

în care : $v(K)$ este zgomotul de observație și reprezintă deviațiile față de intervalul etalon RR. Prin acest termen se ține cont de :

- erorile inevitabile în calculul intervalelor RR
- existența unor abateri între intervale chiar și în cazul unor ritmuri regulate.

Zgomotul $v(K)$ se consideră a fi un zgomot Gaussian alb, caracterizat prin valoare medie nulă și varianță σ^2 .

$x(K)$ este vectorul de stare etalon definit astfel încât $A \cdot x(K)$ să reprezinte al K-lea interval RR ideal

$y(K)$ este vectorul de ieșire actual al sistemului.

Matricea A modelează periodicitatea diferitelor tipuri de ritmuri de bază, iar matricea de selecție C este un vector linie.

Printr-o alegere particulară a celor 3 parametrii A , C și σ^2 se modelează următoarele ritmuri de bază.

Clasa I

În această clasă sînt incluse intervalele RR care diferă puțin între ele, dar deviațiile sînt aleatoare față de valoarea medie. Această clasă include : ritmurile sinuzale normale (60 - 100 b/min), tahicardia sinuzală (>100 b/min) și bradicardia sinuzală (<60 b/min).

Pentru această clasă intervalul etalon este constant. Ecuațiile modelului sînt :

$$x(K) = x(K-1)\tag{5.3}$$

$$y(K) = x(K) + v(K)\tag{5.4}$$

În estimarea intervalului etalon este necesar să se facă anumite ipoteze referitoare la condițiile inițiale ale modelului descris de ecuațiile (5.3) și (5.4). Se presupune că $x(0)$ este o variabilă aleatoare cu media $\mu_1(0)$ și varianța $\sigma_1^2(0)$. Pentru acest model varianța zgomotului este notată cu σ_1^2 .

Parametrii $\mu_1(0)$, $\sigma_1^2(0)$ și σ_1^2 au anumite valori pentru modelul specificat. Determinarea acestor valori va fi prezentată la punctul 5.4.5.

Clasa II

Această clasă este caracterizată de intervalele RR a căror deviație aleatoare, față de valoarea medie, sînt mai mari decît în clasa I, adică : aritmia sinuzală și fibrilația atrială. Modelul matematic pentru această clasă este descris de ecuațiile (5.3) și (5.4). Deosebirea constă în alegerea unei varianțe σ_2^2 pentru zgomot mai mare ca σ_1^2 .

Clasa III

Această clasă este caracterizată prin existența a două tipuri de intervale : lung și scurt, care alternează. Cauzele posibile pentru acest model de ritm sînt : generarea unui impuls prematur urmat de un impuls normal (ritmul bigeminat) sau prezența unui bloc AV la fiecare al treilea impuls atrial.

Modelul este descris de ecuațiile :

$$x(K) = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} x(K-1) \quad (5.5)$$

$$y(K) = [1 \quad 0] x(K) + v(K) \quad (5.6)$$

unde $x(K)$ este un vector coloană bidimensional ($x(K) = [x_1(K), x_2(K)]$). Starea inițială $x(0)$ este un vector aleator bidimensional caracterizat prin media $\mu_3(0)$ și covarianța $P_3(0)$. Și pentru acest model, ne considerăm că zgomotul $v(K)$ este un zgomot Gaussian alb cu medie nulă și varianță σ_3^2 . Parametrii $\mu_3(0)$, $P_3(0)$ și σ_3^2 au anumite valori ce trebuie precizate.

Dacă se ignozează zgomotul $v(K)$ se observă că $y(K)$ alternează între $x_1(0)$ și $x_2(0)$, care reprezintă secvența intervalelor : lung și scurt. Deoarece, în cazul monitorizării, nu se știe dacă primul interval este lung sau scurt nu putem preciza sigur că $x_1(0)$ sau $x_2(0)$ reprezintă bătaia lungă. Din acest motiv se alege $\mu_{31}(0) = \mu_{32}(0)$ și $P_{31}(0) = P_{32}(0)$.

Clasa IV

Această clasă este caracterizată de o secvență de intervale care se repetă pe un ciclu de 3 bătăi. Tulburările de ritm pe care le modelează această clasă sînt : generarea unui impuls prematur care apare regulat după două bătăi normale (ritmul trigeminat) ; generarea a 2 impulsuri premature consecutive urmate de o bătaie normală ; un bloc AV complet la fiecare al 4-lea impuls.

Ecuațiile care descriu periodicitatea sînt :

$$x(K) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} x(K-1) \quad (5.7)$$

$$y(K) = [1 \ 0 \ 0] x(K) + v(K) \quad (5.8)$$

unde $x(K)$ este un vector coloană tridimensional. Starea inițială a acestui vector $x(0)$, este caracterizată prin media $\mu_4(0)$ și covarianța $P_4(0)$. Deoarece nu se poate ști dacă primul interval este scurt sau lung se alege :

$$\mu_{41}(0) = \mu_{42}(0) = \mu_{43}(0) \quad \text{și} \quad P_{41}(0) = P_{42}(0) = P_{43}(0)$$

Zgomotul $v(K)$ se consideră a fi un zgomot Gaussian alb caracterizat prin media nulă și varianță σ_4^2 .

5.4.3. Filtrul Kalman

Se observă că modelele descrise mai sus sînt sisteme liniare. Prin urmare, avînd o secvență de intervale RR observate, se poate utiliza metoda ipotezelor multiple, [59], [74], [96], care constă dintr-un set de filtre Kalman (unul pentru fiecare din modelele prezentate), la calcularea probabilităților corespunzătoare fiecărei clase. Calculul are la bază analiza reziduațiilor filtrelor Kalman.

Filtrul Kalman poate fi descris ca un sistem dinamic care combină datele de măsurare $y(K)$, contaminate cu zgomot, în așa fel încît să se obțină un estimat optimal a lui $x(K)$. În plus, filtrul Kalman are o formă recursivă. Noul estimat se determină prin actualizarea celui vechi pe baza noilor observații (nu este necesar să se acumuleze întregul șir de date observate).

În consecință, cerințele de memorie și de calcul sînt reduse.

Din punct de vedere statistic, informația crucială este oferită de funcția densității de probabilitate $p(x/y)$, în care y sînt valorile observate ale eșantioanelor mărimii de interes a procesului. Folosind regula lui Bayes, [47]:

$$p(x/y) = \frac{p(x,y)}{p(y)} = \frac{p(y/x)p(x)}{p(y)} \quad (5.9)$$

se poate utiliza cunoașterea apriorică asupra lui x și după observarea lui y , se revine cu o nouă funcție a densității de probabilitate aposteriorică pentru x . Aceasta conduce la un procedeu de estimare iterativă, în care rezultatul calculului precedent este cunoașterea apriorică pentru următorul calcul, folosind noile observații. Pentru obținerea estimatelor se consideră următoarele cunoaștințe apriorice :

$$\begin{aligned} x(K) &= Ax(K-1) \\ y(K) &= Cx(K) + v(K) \end{aligned} \quad \text{modelul fig.(5.8)} \quad (5.10)$$

Funcția densității de probabilitate a zgomotului $v(K)$,

[74]

$$p\{v(K)\} = \frac{1}{(2\pi)^{m/2} |V|^{1/2}} \exp\left[-\frac{1}{2} v'(K) V^{-1} v(K)\right] \quad (5.11)$$

(se face ipoteza că zgomotul are o distribuție Gaussiană m -varieabilă).

$$E[v(K)] = 0 ; \text{cov}[v(K)] = [v(K)v'(K)] = \sigma^2 I = V \quad (5.12)$$

unde I este matricea unitate.

Prin aplicarea metodei celor mai mici pătrate și ținând cont de cunoaștințele apriorice se determină ecuația filtrului Kalman [47]:

$$\begin{aligned} \hat{x}(K/K) &= A\hat{x}(K-1/K-1) + AP(K-1/K-1)A'C' [CAP(K-1/K-1)A'C' + V^{-1}] \\ &\quad \cdot [y(K) - CA\hat{x}(K-1/K-1)] \end{aligned} \quad (5.13)$$

în care : $\hat{x}(j/i)$ reprezintă cel mai bun estimat al lui $x(j)$ bazat pe datele $y(1), (y(2) \dots y(i)$

$P(j/i)$ este covarianța erorii estimatului $(x(j) - \hat{x}(j/i))$

Termenii din relația (5.13) reprezintă :

$\hat{x}(K/K-1) = A\hat{x}(K-1/K-1)$: starea extrapolată

$CA\hat{x}(K-1/K-1)$: observarea stării extrapolate (5.14)

$$e(K) = y(K) - C\hat{x}(K/K-1) = y(K) - CA\hat{x}(K-1/K-1) : \text{rezidualii} \quad (5.15)$$

(eroarea dintre valoarea observată și prezisă)

$$P(K/K-1) = AP(K-1/K-1)A' : \text{matricea de covarianță} \quad (5.16)$$

apriorică a lui $x(K)$ bazată pe $K-1$ observații

$$Q(K) = CP(K/K-1)C' + V = CAP(K-1/K-1)A'C' + V : \text{matricea de cova-} \quad (5.17)$$

rianță a lui $e(K)$

$$\Gamma(K) = P(K/K-1)C'Q^{-1}(K) = AP(K-1/K-1)A'C' [CAP(K-1/K-1)A'C' + V]^{-1}$$

matricea de câștig a filtrului (5.18)

$$P(K/K) = P(K/K-1) - \Gamma(K)CP(K/K-1) = AP(K-1/K-1)A' -$$

$$- AP(K-1/K-1)A'C' [CAP(K-1/K-1)A'C' + V]^{-1} CAP(K-1/K-1)A'$$

matricea de covarianță a posteriorică a lui $x(K)$
bazată pe K observații (5.19)

5.4.4. Algoritmul de calcul

Pentru cele patru modele descrise la punctul 5.4.2 s-au implementat pe calculator 4 filtre Kalman (fig.5.8) în conformitate cu ecuațiile (5.13)-(5.19). Implementarea acestora necesită inițializarea filtrelor. Inițializarea valorii estimatului inițial s-a făcut prin media $\mu(0)$

$$\hat{x}_i(0/0) = \mu_i(0) = \mathcal{E}[x_i(0)] ; \quad i = 1 - 4 \quad (5.20)$$

Covarianța $P_i(0/0)$ s-a inițializat prin :

$$P_i(0/0) = P_i(0) = \mathcal{E}[(x_i(0) - \mu_i(0))(x_i(0) - \mu_i(0))']$$

$$i = 1 - 4 \quad (5.21)$$

Prin urmare proiectarea acestor filtre este determinată de cunoștințele apriorice : $\mu_i(0)$, $P_i(0)$ și σ_i^2 .

Pentru a determina care din cele 4 modele reprezintă cel mai bine datele $y(1) \dots, y(K)$ se calculează pentru fiecare filtru probabilitățile a posteriori $p_i(K)$.

Calculul acestor probabilități se face astfel :

De la filtrele implementate se obțin rezidualii $e_i(K)$ (ecuația (5.15) și matricea de covarianță a erorii $Q_i(K)$ (relația (5.17)).

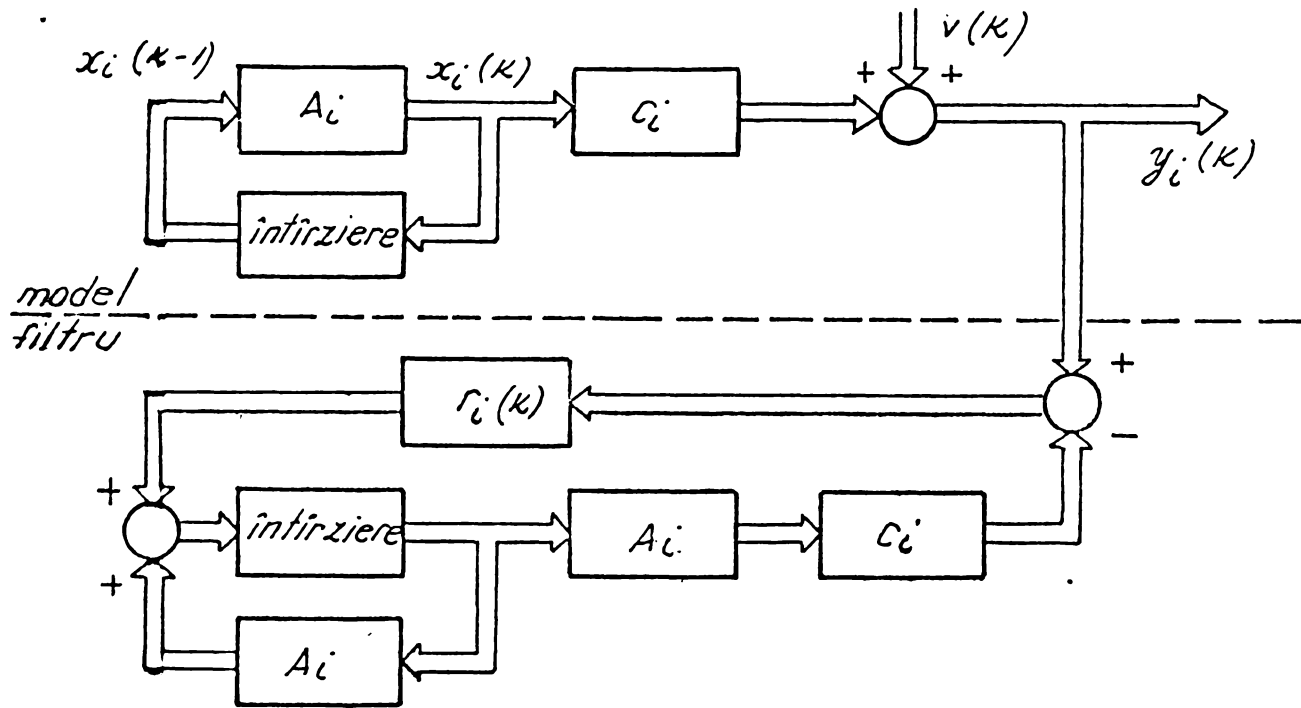


Fig.5.8.

Fig.5.8

Cu aceste mărimi se calculează densitatea normală de probabilitate [60], [74] :

$$N(e_i(k), Q_i(k)) = \frac{1}{(2\pi)^{m/2} |Q_i(k)|^{1/2}} \exp \left[-\frac{1}{2} e_i^T(k) Q_i^{-1}(k) e_i(k) \right] \quad (5.22)$$

Apoi se calculează probabilitățile aposteriorii

$$p_i(k) = \frac{N(e_i(k), Q_i(k)) p_i(k-1)}{\sum_{j=1}^4 N(e_j(k), Q_j(k)) p_j(k-1)} \quad (5.23)$$

Procedeeul necesită o inițializare pentru probabilități. S-a ales :

$$p_i(0) = \frac{1}{4} ; \quad i=1, \dots, 4 \quad (5.24)$$

deoarece nu se poate face nici o ipoteză asupra probabilităților.

Organigrama algoritmului de identificare a ritmului cardiac de bază utilizând tehnica ipotezelor multiple este prezentată în fig.5.9.

Pentru algoritmul prezentat în fig.5.9 s-a scris un program în limbajul FORTRAN. În urma rulării acestuia cu diverse date de intrare s-a ajuns la următoarele concluzii :

a) Deoarece câștigul filtrelor Kalman descrește monoton cu timpul, o trecere bruscă de la o categorie de ritm la alta (trecere specifică unor subiecți) nu se reflectă în mod corespunzător în probabilitățile aposteriorii. Pentru eliminarea acestui dezavantaj a fost necesar să se implementeze un test de verificare. Testul constă în calcularea raportului $e^2(K)/2Q(K)$ pentru filtrul cu probabilitatea cea mai mare. Se reamintește că $e(K)$ reprezintă eroarea dintre valoarea observată și prezisă, iar $Q(K)$ este covarianța lui $e(K)$.

În cazul când valoarea acestui raport depășește un prag prestabilit (în urma experimentărilor valoarea acestui prag a fost stabilită la 2) filtrele se reinițializează. Reinițializarea este permisă numai dacă probabilitatea filtrului respectiv depășește valoarea de 0,8, deoarece este necesar un timp pentru identificarea noului ritm. Acest test se face în blocurile 8 și 16 din organigrama prezentată în fig.5.9. Cele două restricții (probabilitatea filtrului cu probabilitatea cea mai mare $>0,8$ și raportul $e^2(K)/2Q(K) > 2$ a filtrului respectiv) reflectă trecerea de la un ritm la altul. Aceasta permite calcularea mediei aritmetice (MA), abaterii standard (AS) și a ritmului mediu (RM) pentru clasa de ritm identificată.

Calculul acestor mărimi se face în blocurile 9, 17 și 18 din organigrama prezentată în fig.5.9.

b) Tehnica ipotezelor multiple descrisă mai sus, nu reușește să distingă ritmurile specifice clasei I în comparație cu cele din clasa III și ritmurile specifice clasei I în comparație cu cele din clasa IV. Aceasta se datorește faptului că variațiile mici sînt periodice cu perioada 1 pentru clasa I, cu perioada 2 pentru clasa III și cu perioada 3 pentru clasa IV. Un procedeu de eliminare a acestui dezavantaj ar fi creșterea varianței zgomotului pentru clasele III și IV. O creștere prea mare nu se poate face deoarece apare problema nediferențierii ritmurilor din clasa II față de clasa III, respectiv ritmurile din clasa II față de cele din clasa IV. S-a ajuns la concluzia că este mai bine să se urmărească valorile componentelor estimatului \hat{x} pentru clasele III și IV. Dacă ritmul are variații mici

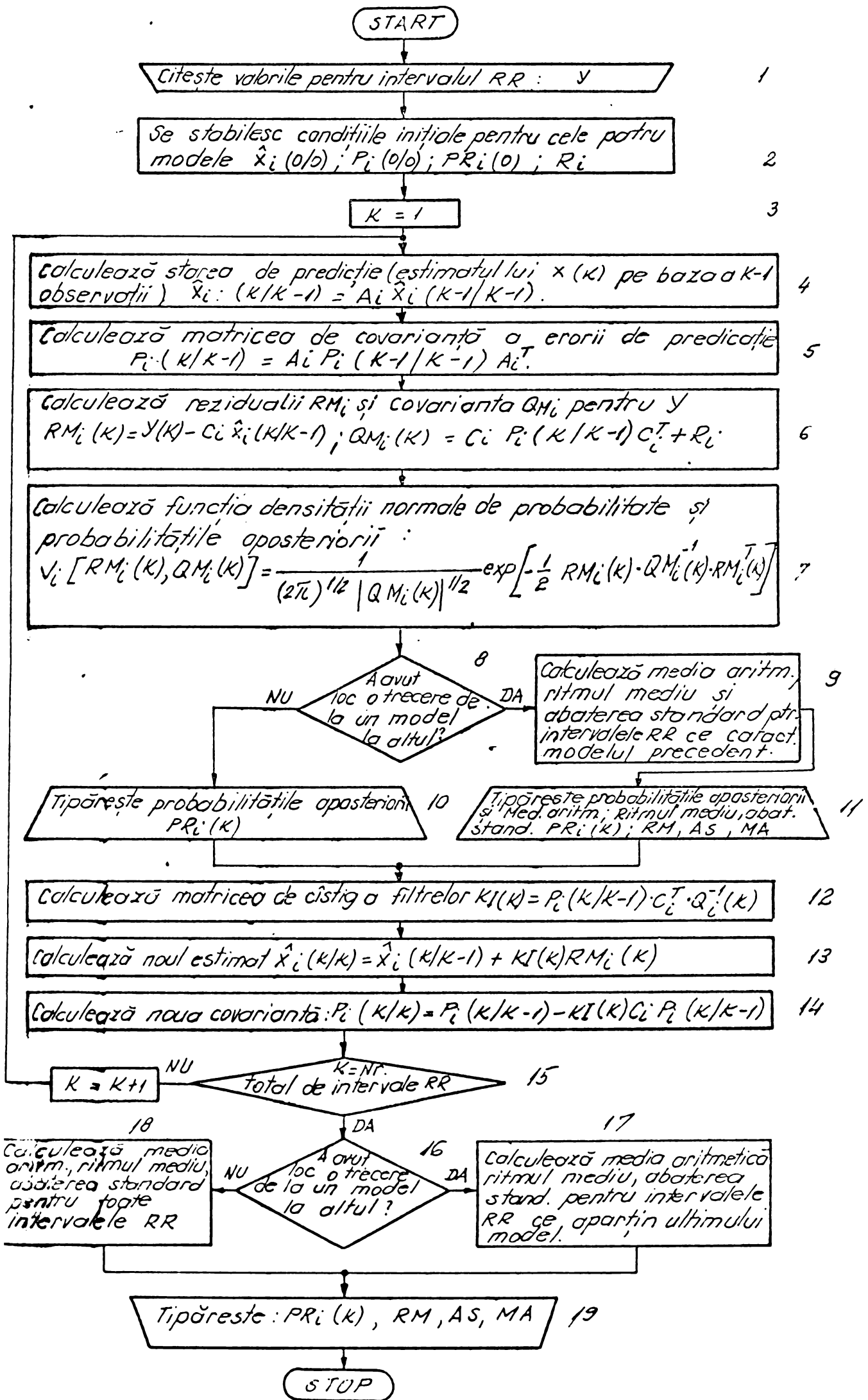


Fig. 5.9.

(ritmuri specifice clasei I), atunci toate componentele estimatului pentru clasele III și IV au valori aproximativ egale. În funcție de diferența dintre valorile acestor componente s-a implementat un algoritm de descreștere a probabilităților pentru clasele III și IV. Algoritmul constă în :

Clasa III

Calcularea expresiilor :

$$D(K) = \frac{|\hat{x}_{31}(K/K) - \hat{x}_{32}(K/K)|}{\max[\hat{x}_{31}(K/K), \hat{x}_{32}(K/K)]} \quad (5.25)$$

$$f(D) = \begin{cases} 0,2 & \text{pentru } D < 0,1 \\ 4D - 0,2 & \text{pentru } 0,1 \leq D < 0,3 \\ 1 & \text{pentru } D \geq 0,3 \end{cases} \quad (5.26)$$

și înlocuirea lui $p_3(K-1)$ în relația (5.23) cu $f(D) \cdot p_3(K-1)$.

Clasa IV

Calcularea expresiilor :

$$E(K) = \frac{|\hat{x}_{41}(K/K) - \hat{x}_{42}(K/K)| + |\hat{x}_{42}(K/K) - \hat{x}_{43}(K/K)| + |\hat{x}_{43}(K/K) - \hat{x}_{41}(K/K)|}{\max[\hat{x}_{41}(K/K), \hat{x}_{42}(K/K), \hat{x}_{43}(K/K)]} \quad (5.27)$$

$$g(E) = \begin{cases} 0,2 & \text{pentru } E < 0,5 \\ \frac{8}{3}E - \frac{17}{15} & \text{pentru } 0,5 \leq E < 0,8 \\ 1 & \text{pentru } E \geq 0,8 \end{cases} \quad (5.28)$$

și înlocuirea lui $p_4(K-1)$ în calculul lui $p_4(K)$ (relația 5.23) cu

$$g(E) \cdot p_4(K-1)$$

Experimentările au confirmat valabilitatea valorilor pentru $g(E)$ și $f(D)$.

5.4.5. Rezultate experimentale

În urma unui număr mare de teste s-au stabilit următoarele condiții inițiale :

Clasa 1

$$\begin{aligned} \hat{x}_1(0/0) &= 200 \\ \hat{p}_1(0/0) &= 1600 \\ \hat{\sigma}_1 &= 64 \\ p_1(0) &= 0,25 \end{aligned}$$

Clasa 2

$$\begin{aligned} \hat{x}_2(0/0) &= 200 \\ \hat{p}_2(0/0) &= 1600 \\ \hat{\sigma}_2 &= 400 \\ p_2(0) &= 0,25 \end{aligned} \quad (5.29)$$

Clasa 3

$$\hat{x}_3(o/o) = \begin{bmatrix} 200 \\ 200 \end{bmatrix}$$

$$P_3(o/o) = \begin{bmatrix} 1600 & 0 \\ 0 & 1600 \end{bmatrix}$$

$$\sigma_3 = 100$$

$$p_3(o) = 0,25$$

Clasa 4

$$x_4(o/o) = \begin{bmatrix} 200 \\ 200 \\ 200 \end{bmatrix}$$

$$P_4(o) = \begin{bmatrix} 1600 & 0 & 0 \\ 0 & 1600 & 0 \\ 0 & 0 & 1600 \end{bmatrix}$$

$$\sigma_4 = 100$$

$$p_4(o) = 0,25$$

Valorile pentru $x_i(o/o)$, $P_i(o/o)$ și σ_i sînt în unități de eșantionare (4 ms/eșantion). Experimentările au confirmat că valoarea medie $\mu_i(o) = 200$ (ce corespunde unei frecvențe cardiace de 75 bătăi/minut) este un estimat rezonabil.

În conformitate cu algoritmul și precizările prezentate mai sus, în final, s-au făcut teste pentru 5 categorii de ritm. Parametrii acestora sînt prezentați în tabelul 5.1.

Tabelul 5.1

Tipul ritmului	Ritmul mediu [băt/min]	Media [ms]	Abateroa standard [ms]
variații mici 1	63,98	937,80	27,87
variații mici 2	82,49	727,40	17,45
variații mari	129,25	464,20	66,63
ritm bigeminat	73,84	812,60	283,11
ritm trigeminat	105,93	566,40	186,04

Programul FORTRAN și performanțele identificării sînt prezentate în anexa 3. Se constată că în cazul unui ritm sinuzal normal (variații mici) identificarea s-a făcut după 5 bătăi (probabilitatea a posteriori pentru clasa I a atins valoarea de aproximativ 90%). După 7 bătăi probabilitatea atinge valoarea limită superioară de 97%. Această performanță se consideră a fi foarte bună. În cazul unor variații mari (datele prelucrate corespund fibrilației atriale) probabilitatea a posteriori depășește 90% după prelucrarea a 8 intervale RR. Identificarea s-a făcut mai tîrziu deoarece în datele prelucrate intervalele 3, 4 și 5 au valorile 396, 372, 352 ms. Acestea indică un ritm cu variații mici (tahicardia). Precizez că în timpul prelucrării

acestor intervale probabilitatea aposteriori pentru clasa I a crescut ușor dar nu a depășit valoarea de 27%. Creșterea probabilității pentru clasa II în urma prelucrării intervalului de 372 ms se datorează descreșterii clasei III.

În cazul ritmurilor bigeminate și trigeminate probabilitățile aposteriori depășesc valoarea de 90% după numai 3 intervale prelucrate (numărul minim necesar pentru identificarea celor două tipuri de ritm).

Pentru stabilirea performanțelor algoritmului de identificare s-au făcut 6 teste în care au loc treceri brute de la un ritm la altul (variații mici → variații mari, variații mari → variații mici, variații mici → ritm bigeminat, ritm bigeminat → variații mici, variații mici → ritm trigeminat, ritm trigeminat → variații mici). Rezultatele obținute arată că sistemul este capabil să identifice aceste treceri și să estimeze corect noul ritm.

5.5. Concluzii

Rezultatele obținute, pînă în momentul de față, cu programele de analiză automată a tulburărilor de ritm cardiac, confirmă valabilitatea și utilitatea celor doi algoritmi elaborați de autor.

Din cele prezentate mai sus reiese că primul algoritm (algoritm bazat pe analiza morfologică a undei ECG) permite identificarea și recunoașterea unor anomalii ale ritmului cardiac de mare înălțime. Acest algoritm necesită un sistem de prelucrare cu o mare putere de calcul. Identificarea tulburărilor de ritm se face printr-o ierarhizare a structurii algoritmului. Analiza se face off-line.

Analiza tulburărilor de ritm conform celui de al doilea algoritm (algoritm de identificare a ritmului cardiac de bază prin metode statistice) are marele avantaj că permite o analiză în timp real, analiză prin care se evidențiază în timp ritmicitatea cordului. De asemenea, datorită deciziilor statistice utilizate, precizia analizei nu este influențată așa de mult de zgomot ca la primul algoritm. Simplitatea acestui algoritm se datorează faptului că se prelucrează doar informațiile referitoare

la intervalele RR din unda ECG. Se consideră că aceste informații sînt suficiente pentru decelarea celor mai importante aritmii.

Interesul manifestat de specialiști la diverse simpozioane și sesiuni științifice (sesiunile științifice de la Timișoara din 1977 și 1979 ; Simpozionul de electronică medicală organizat de I.P.T.V.Timișoara în 1978 și 1980 ; Simpozionul de informatică medicală Cluj-Napoca din 1980 și 1981) față de metodele de analiză elaborate de autor reflectă actualitatea problematicii rezolvate de autor.

CAPITOLUL 6

SISTEME DE SUPRAVEGHERE SI CONTROL

6.1.. Introducere

Scopul sistemelor de supraveghere și control este de a monitoriza continuu principalii parametri ce caracterizează sistemele biologice, în vederea detectării imediate a unor anomalii care ar putea afecta starea subiectului, precum și în furnizarea unor informații, ușor de interpretat, asupra stării sistemului biologic în momentul respectiv. Acest lucru a devenit posibil odată cu dezvoltarea electronicii. Prin realizarea unor aparate electronice de monitorizare continuă s-au obținut progrese însemnate în domeniul cercetării, diagnosticului și terapiei medicale. De asemenea, se măresc șansele de supraviețuire a pacienților cu afecțiuni grave și se diminuează considerabil solici-tarea medicilor și a personalului medical. Prin sistemele de alarmă sonore sau optice, cu care sînt prevăzute astfel de monitoare se atrage atenția personalului sanitar imediat la orice schimbare a stării bolnavului. Totodată, echipamentele de monitorizare au o mare importanță în alegerea și dozarea medicamentelor și mai ales în urmărirea efectelor în timp ale acestora. La ora actuală, astfel de monitoare se utilizează frecvent în laboratoare, clinici, unități de supraveghere intensivă, săli de operații și reanimare, etc. În țara noastră sînt solicitate un număr tot mai mare de astfel de aparate (Simpozionul de electronică medicală organizat de IPTV Timișoara în 1973 și 1980).

Asigurarea unor caracteristici superioare pentru sistemele de supraveghere și control impune, [6], [7], [8], [92], următoarele obiective :

- culegerea și amplificarea semnalelor biologice să se facă cu maximum de precizie ;
- măsurarea precisă a parametrilor ce caracterizează semnalul biologic ;

- furnizarea informațiilor necesare rapid și într-o formă ușor de interpretat ;
- interpretarea într-un timp cât mai scurt posibil a parametrilor urmăriți ;
- asigurarea securității pacientului și a personalului sanitar ;
- echipamentul să fie ușor de manipulat și să aibe o fiabilitate ridicată.

Modernizarea și automatizarea procesului de fabricație al componentelor electronice a permis introducerea pe scară largă, în spitale a unor echipamente de supraveghere în a doua jumătate a secolului XX. Din punct de vedere al complexității acestora se poate face, [105], o clasificare a lor în : echipamente simple și complexe.

Echipamentele de monitorizare simple sînt destinate doar urmării continue a principalilor parametri fiziologici și alarmarea personalului sanitar cînd aceștia depășesc anumite limite prescrise. Aceste monitoare sînt amplasate, de obicei, lîngă patul pacientului. În sălile moderne de reanimare, acestea sînt cuplate cu o unitate centrală de supraveghere și control. Prin intermediul unității centrale se poate urmări unul sau mai mulți parametri fiziologici ai pacientului. În general, cu aceste echipamente se pot urmări continuu următorii parametri : ritmul cardiac; ritmul respiratoriu; presiunea sanguină ; temperatura pacientului.

Echipamentele de monitorizare complexe, pe lîngă urmărirea principalilor parametri biologici, efectuează și o prelucrare automată a acestora.

Prin introducerea tehnicii numerice de măsurare și de calcul se pot realiza echipamente specializate care execută operațiile de prelevare, preparare și de calcul într-un timp foarte scurt. Analiza concomitentă a mai multor parametri fiziologici și furnizarea unor informații complete despre acești parametri implică utilizarea calculatoarelor electronice numerice cu mare putere de calcul.

În funcție de natura semnalelor biologice ce se prelucrează, echipamentele complexe de monitorizare pot avea, [65], [82], [92], [93], [123], diferite configurații. În general, configurația de bază a unui echipament de monitorizare continuă a

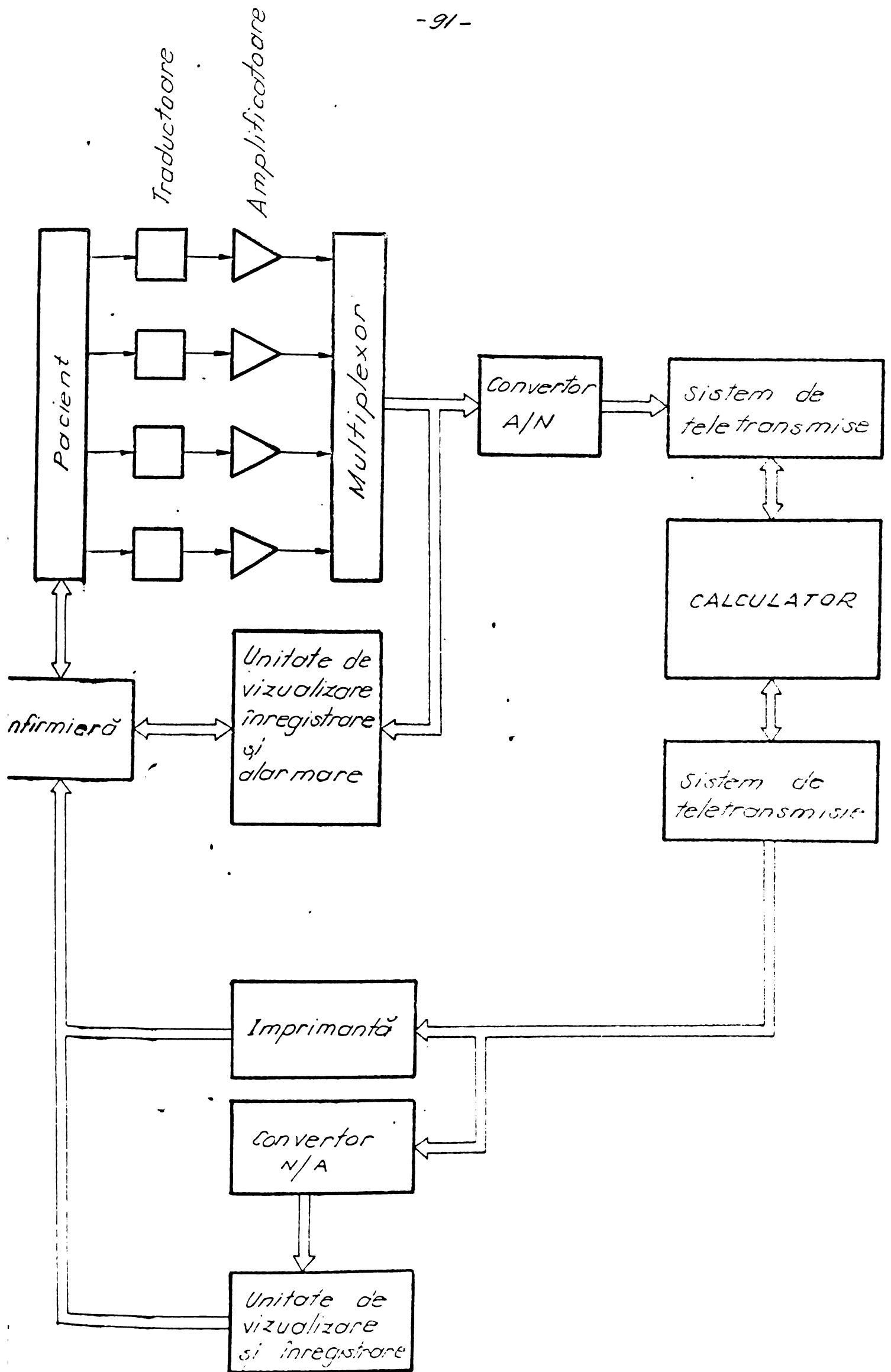


Fig. 6.1. Configurația unui sistem complex de monitorizare.

sistemului cardiovascular conține : traductoare pentru mărimi fiziologice ; amplificatoare de măsură ; convertoare analog-numeric și numeric-analogice ; echipamente de teletransmitere de la spital către centrul de calcul și invers ; calculatorul și echipamentele periferice. În figura 6.1 se prezintă schematic configurația de bază a unor astfel de echipamente.

Avînd în vedere că scopul acestor echipamente complexe este acela de a studia evoluția în timp a unor mărimi fiziologice și de a depista și alarma apariția unor anomalii, fie ele și singulare, calculatorul trebuie să lucreze în timp real. Această problemă, din punct de vedere tehnic, se rezolvă prin mărirea capacității calculatorului și prin utilizarea unor convertoare analog-numeric rapide. Prin urmare echipamentul este costisitor. Din cele expuse mai sus, rezultă că este necesar ca numărul de date ce trebuiesc prelucrate să fie cît mai mic, dar în același timp, suficiente pentru descrierea stării subiectului. În vederea reducerii datelor de prelucrat, este necesar ca monitorizarea să se facă în domeniul cel mai critic.

Bolile cardiovasculare prezintă astăzi un interes deosebit, datorită ponderii pe care o au în prezent în cadrul morbidității și mortalității generale, precum și datorită cauzei de invaliditate cronică. Datele statistice recente arată, [105], că oca 50% din decesele înregistrate la pacienții atinși de afecțiuni ale sistemului cardiovascular sînt datorate aritmiilor. Aritmiile sînt de natură variată și reprezintă de cele mai multe ori o complicație care grevează asupra prognosticului ; fondul problemei fiind morțile subite "electrice". În situațiile în care aritmia ar interveni prin ea însăși, independent de leziunile anatomiche, la infarctele miocardice necomplicate, înseamnă că există morți "evitabile", aflate sub riscul tulburărilor de ritm. Din experiența ultimului deceniu a îngrijirii coronarienilor în unități special concepute rezultă că riscul prognostic al aritmiei în infarctul miocardic este mare. Chiar dacă aritmia este efemeră, ea reprezintă un element de gravitate particulară și trece, [133], infarctul miocardic din categoria "risc obișnuit" în categoria "risc major".

Depistarea precoce a tulburărilor de ritm, este de un mare interes clinic deoarece acestea pot fi tratate în mod corespunzător.

Aparatura de monitorizare a sistemului cardiovascular s-a dezvoltat continuu. Si la ora actuală, studiul și proiectarea unor astfel de aparate constituie o problemă de bază a multor firme renumite din străinătate. Pe plan mondial există două tendințe, și anume :

- realizarea unor monitoare portabile destinate urmării unor parametri critici;

- realizarea unor monitoare staționare destinate analizei de funcție a parametrilor ce caracterizează sistemul cardiovascular.

Din categoria monitoarelor portabile se pot cita sistemele de înregistrare pe bandă magnetică a undei ECG (Sisteme MELOPORT al firmei Hellige) și sistemul de telotransmitere al ECG-ului prin unde radio (Meditel N al firmei Hellige).

Din categoria monitoarelor staționare fac parte atât echipamentele de monitorizare simple cât și complexe. Monitoare simple sînt echipate, în general, cu : module de vizualizare a undei ECG și cu elemente programabile de alarmare. Sistemul de alarmă intră în funcție cînd se depășește fie limita inferioară, fie cea superioară a ritmului cardiac. Aceste limite sînt fixate de utilizator. Astfel de monitoare sînt comercializate de firmele : Tektronix (400 , 408 , 412); Hellige (SM 1S1-M), etc. La unele monitoare simple este incorporat și un modul de măsurare și afișare numerică a ritmului cardiac (Monitor 414 - Tektronix). Posibilitățile limitate ale monitoarelor simple de a acoperi, în mod corespunzător, gama largă a afecțiunilor cardiace au determinat crearea aparatului specializat în studiul aritmiilor. La început, aceste aparate au fost concepute să determine afecțiunile simple de ritm, cum ar fi : extrasistolele, salva de extrasistole, etc. La acestea, limitele de normal și anormal erau fixate de utilizator prin intermediul unor comutatoare de pe panoul aparatului. Aceste limite se mențineau constante pe întreaga perioadă de monitorizare. Din această categorie se pot exemplifica : monitoarele de tipul 7322A (Hewlett-Packard) ; cele cuprinse în sistemul Cardalarm S (Siemens); 6400 (Schwarzer), etc. Acestea nu sînt prevăzute cu dispozitive aritmetice și nu au posibilitatea de memorare a rezultatelor obținute în urma interpretării.

Echipamentele de monitorizare complexe, cum ar fi cele de tipul : Sirecust 358 (Siemens); 78220C (Hewlett-Packard) realizat în 1978; Argus/Sentinel (Mennen-Greatbach) conțin unități de calcul și dispozitive periferice. Acestea fac o analiză de finețe al ritmului cardiac combinată cu elemente de analiză morfologică a undei ECG. Programele de analiză sînt foarte sofisticate.

Rezultatele obținute, pînă în momentul de față, cu astfel de echipamente este greu de apreciat, deoarece fiecare firmă evaluează performanțele bazîndu-se pe înregistrări proprii. Pe de altă parte, cazurile studiate sînt în general foarte limitate și obiectivele cercetării nu sînt întotdeauna aceleași.

La noi în țară s-au făcut cercetări în domeniul realizării unor monitoare complexe de ritm cardiac. Rezultatul acestei cercetări s-a finalizat printr-o teză de doctorat a inginerului Papadopol Șerban condusă de prof.dr.ing.Edmond Nicolau în realizarea unui model experimental, [105], în cadrul laboratorului de aparatură medicală ICSITE București.

Funcțiile acestui echipament de analiză automată a ritmului sînt :

- calculează și afișează ritmul cardiac instantaneu, mediu și de bază ;

- calculează și afișează duratele complexelor QRS, bătaie cu bătaie ;

- calculează și afișează abaterile relative între ritmul instantaneu și cel de bază, ritmul mediu și ritmul instantaneu al bătăii precedente ;

- analizează și semnalizează direct următoarele aritmii:

- a) extrasistole izolate de origine ventriculară sau supraventriculară ;

- b) tren de extrasistole de origine ventriculară sau supraventriculară ;

- c) ritm bigeminat, indiferent de originea extrasistolcelor care intră în compoziția sa ;

- d) bradicardie ;

- separă extrasistolele ventriculare de cele supraventriculare, le contabilizează și le afișează separat ;

- alarmează apariția unei sau mai multora - în funcție de programare - din aritmiile enumerate mai sus ; de asemenea

este alarmată depășirea valorii numerice maxim admisibile de extrasistole;

- furnizează date care permit studiul altor ritmi decât cele alarmate direct, cum ar fi : tahicardia, extrasistolele blocate, etc.

Avînd în vedere importanța decelării tulburărilor de ritm, autorul studiază unele aspecte ale concepției și proiectării structurale și ale construcției monitoarelor de ritm cardiac. În urma acestui studiu, autorul realizează două tipuri de monitoare de ritm cardiac. În acest capitol se va prezenta succint atît aspectele implementării hardware cît și performanțele atinse cu aceste monitoare.

6.2. Monitor portabil pentru analiza automată a ritmului cardiac

6.2.1. Obiectivele impuse

Determinarea tulburărilor ritmului cardiac prin analiza vizuală a electrocardiografei sau a undeii de puls este dificilă atunci cînd este necesară o urmărire pe un interval de timp mai lung. Practic acest lucru este imposibil în situațiile cînd analiza se face pe o perioadă de ordinul orelor.

Utilizarea monitoarelor simple care măsoară și afișează frecvența cardiacă, fie analogic fie numeric, ușurează substanțial această muncă. Totuși, avînd în vedere perioada lungă de supraveghere continuă, utilizarea acestora necesită eforturi foarte mari din partea personalului medical (o soră medicală ar trebui să stea tot timpul lîngă aceste echipamente pentru a urmări și nota ritmurile instantanee). Atașarea unei imprimante acestor monitoare ar ușura considerabil această muncă. Chiar și în această situație, analiza de către personalul medical a ritmului pe baza informațiilor obținute necesită timp, este obositoare și este afectată de erori datorită volumului mare de informații ce se analizează. Trebuie luat în considerare și faptul că în foarte multe situații este necesară o supraveghere continuă și a subiecților nespitalizați. De asemenea trebuie amintit și faptul că enunțiți subiecți trebuie monitorizați la locul de muncă în condiții reale de existență.

Avînd în vedere importanța unei monitorizări continue și de lungă durată, autorul studiază metodele și posibilitățile de realizare a unor monitoare portabile. În urma unui studiu minuțios a metodelor utilizate în construcția monitoarelor portabile, autorul ajunge la următoarele concluzii :

- Înregistrarea unei ECG pe bandă magnetică pe intervale de timp foarte lungi, necesită o bandă magnetică cu capacitate de memorare suficient de mare și în consecință înregistratorul devine voluminos și greu. În plus, necesitatea unei unități de prelucrare rapidă a informației înregistrate face ca sistemul să devină costisitor, greu de manipulat (manipularea sa face doar de personal specializat) și în consecință să nu fie accesibile unui număr mare de oameni ;

- Teletransmisia ECG-ului prin unde radio la o unitate de prelucrare are dezavantajul unei distanțe mici de teletransmisie (de obicei în interiorul spitalului sau al unui teren de sport) ;

- Aparatele construite pe principiul măsurării și înregistrării cumulative au dezavantajul că la acestea se neglijează un factor fiziologic esențial, și anume : fluctuațiile intervalului de timp între bătăile inimii.

În urma unei dezbateri cu tema : "Evaluarea activității fizice curente" (Praga, 1-6 august 1971), Organizația Mondială a Sănătății, a considerat că pentru eliminarea deficiențelor prezentate mai sus este absolut necesar să se realizeze noi tipuri de aparate. O.M.S. (CVD/71.4 WHO Genova) a recomandat ca aceste aparate să aibe următoarele caracteristici :

- să fie ieftine și accesibile unui grup mai larg de oameni ;

- să fie portabile (consum de energie, greutate și volum mic) ;

- să fie ușor de manipulat, astfel ca subiectul sub control să poată opera mai multe zile fără a fi necesară trimiterea datelor la clinică pentru interpretare.

- să dea informații suficiente și precise despre parametri fiziologici care reflectă cel mai bine nivelele activității.

Studiind atent limitările echipamentului curent utilizat în studiul activității fizice și ținînd cont de recomandările O.M.S., în cadrul catedrei de Electronică și Măsurări a IPTV Ti-

mişoara, autorul a realizat în anul 1977 un monitor portabil pe baza algoritmului prezentat în capitolul 5.2. Beneficiarul acestui sistem (fig.6.2) este secția pilot OMS de cardiologie, condusă de dr.Orha Ioan, din cadrul spitalului Fundeni din București.

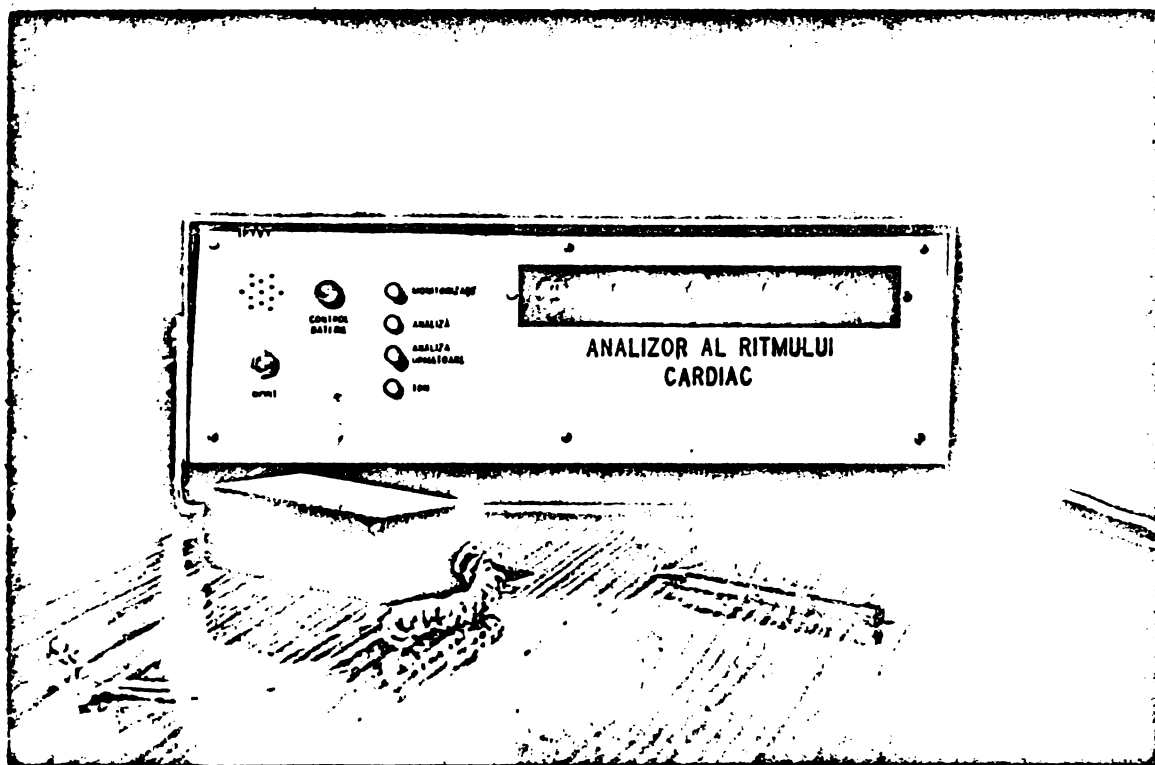


Fig.6.2

În cele ce urmează se va face o prezentare succintă a acestui echipament și o parte din rezultatele obținute în urma exploatării acestuia timp de 4 ani.

6.2.2. Dosierirea metodei

Parametrul fiziologic care reflectă cel mai bine activitatea fizică a subiectului este ritmul cardiac (CVD/71.4 Genova). Analiza acestei activități are la bază principiul distribuției în frecvență a ritmului cardiac și constă, [87], în următoarele :

- se măsoară valoarea intervalului de timp RR din unda ECG ;

- se face o clasificare a ritmului cardiac în 8 clase și anume : ≥ 170 ; 169 - 140 ; 139 - 110 ; 109 - 90 ; 89 - 80 ; 79 - 70 ; 69 - 60 ; ≤ 59 bătăi/minut ;

- se contabilizează și se memorează de câte ori se repetă fiecare clasă în timpul perioadei de supraveghere a subiec-

tuului. Aceasta se face cu scopul de a se construi histogramele ritmului cardiac, în vederea calculului consumului de energie și a depistării unor anomalii de ritm.

6.2.3. Descrierea monitorului

Echipamentul de analiză a ritmului cardiac, conform metodei descrise mai sus, constă din două unități : o unitate portabilă și o unitate staționară (fig.6.3).

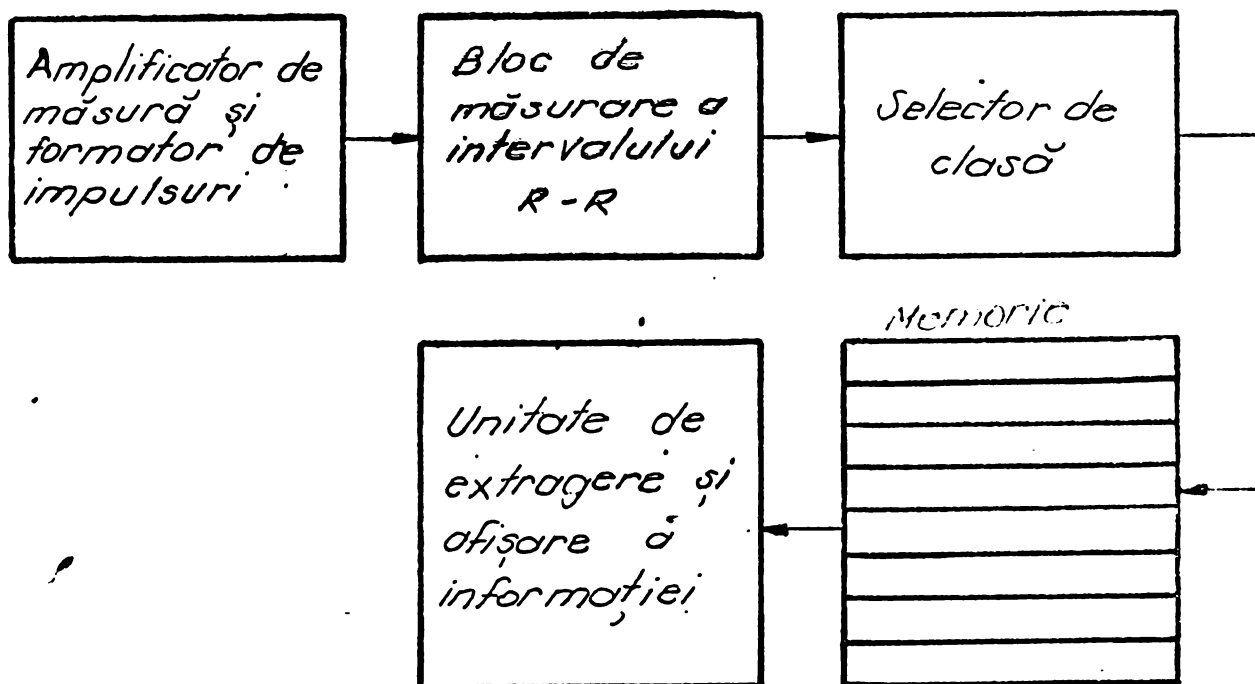


Fig.6.3

Unitatea portabilă conține : amplificatorul de măsură și formatorul de impulsuri, blocul de măsurare a intervalului RR, selectorul de clasă și memoria. Scopul acestei unități este de a amplifica semnalul electric generat de inimă, de a măsura intervalul RR în vederea clasificării ritmului cardiac în cele 8 clase și de a contabiliza și memora de câte ori se repetă fiecare clasă. Schema de principiu a acestei unități este prezentată în fig.6.4. Blocul analogic din figură are scopul de a amplifica semnalul electric generat de inima celui investigat și de a furniza impulsuri sincrone cu complexul QRS. Amplificatorul de măsură și detectorul de QRS, din blocul analogic, sînt realizate cu amplificatorul operațional de consum redus, LH 24250.

În vederea reducerii zgomotelor datorate artefactelor se utilizează derivațiile precordiale. În cazul în care subiectul nu face mișcări se pot utiliza și derivațiile bipolare standard.

Din dorința de a putea face o supraveghere continuă, pe o durată de cel puțin 24 de ore, și din considerente de ordin economic analiza nu se face bătaie cu bătaie, ci din 5 în 5 sau din 10 în 10 bătăi (după preferința utilizatorului). Din acest punct de vedere, monitorul ce se descrie nu concurează cu sistemele computerizate a căror aplicație, de obicei, este restrinsă în domeniul clinic. În urma divizării cu 5 sau cu 10 și a diferențierii impulsurilor sincrone cu complexul QRS acestea se aplică la blocul de măsurare a intervalului RR. Acest bloc este de fapt un numărător a cărui conținut este dat de relația:

$$K = f \cdot T \quad (6.1)$$

unde f este frecvența de 8 sau 16 Hz, după cum T este intervalul de timp dintre 10 respectiv 5 bătăi consecutive ale inimii. Impulsurile de frecvență f sînt obținute prin divizarea cu 2^{12} sau 2^{11} a impulsurilor cu frecvența de 32,768 kHz generate de oscilatorul cu cuarț. Prin urmare frecvența f este foarte stabilă.

Matricea de selecție, realizată cu diode, clasifică intervalul măsurat într-una din cele 8 clase. Această clasificare se face în conformitate cu tabelul de selecție (tab.6.1). La ieșirea acestei matrici, în intervalul de timp T , se generează impulsuri dreptunghiulare care sînt numărate de numărătorul de clasă cu 3 ranguri. Generarea fiecărui impuls se face în momente bine precizate (în funcție de informația din numărătorul destinat măsurării duratei T). La sfîrșitul duratei T în numărătorul de clasă este conținut numărul ce reprezintă clasa corespunzătoare timpului T . În acest moment numărătorul de interval este pus pe zero și pregătit pentru o nouă măsurare. Concomitent intră în funcțiune dispozitivul de comandă, unitatea aritmetică și cel de al doilea generator de impulsuri de frecvență 40 kHz cu scopul de a detecta în ce clasă a fost categorisit intervalul precedent T , în vederea adunării unui 1 la vechea informație a clasei respective și de a memora noua informație. Această operație este inițiată prin punerea pe 1 a unui circuit

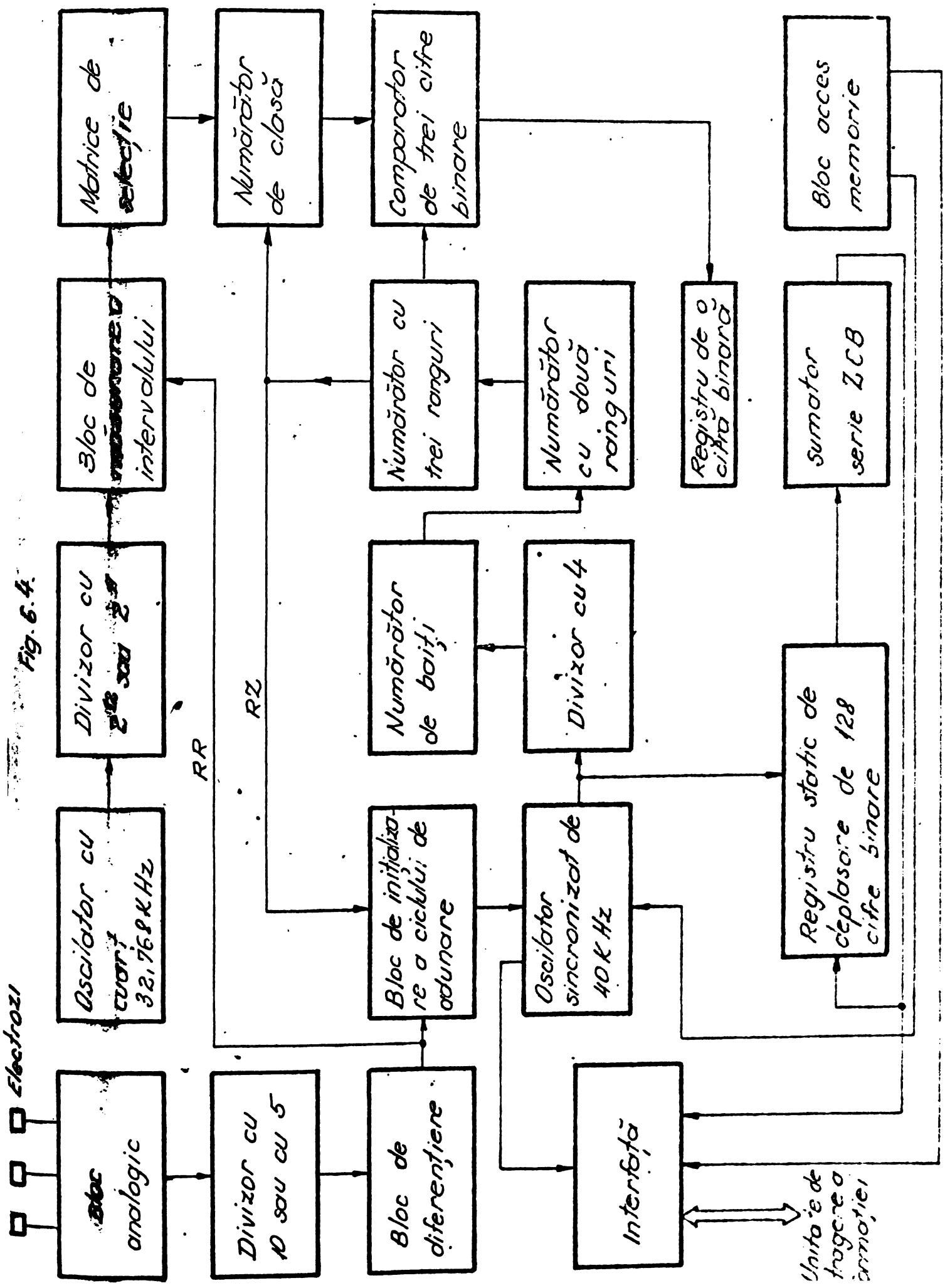


Fig. 6.4.

Tab.6.1.

Conținutul numărătorului de interval R-R	Frecvența ini-mii exprimată în bătăi/min	Conținutul numărătorului de interval R-R	Frecvența ini-mii exprimată în bătăi/min
20	240	21	228,571
22	218,182	23	208,696
24	200	25	192
26	184,615	27	177,778
28	171,429	29	165,517
30	160	31	154,839
32	150	33	145,455
34	141,176	35	137,143
36	133,333	37	129,73
38	126,316	38	123,077
40	120	41	117,073
42	114,286	43	111,628
44	109,091	45	106,667
46	104,348	47	102,128
48	100	49	97,9592
50	96	51	94,1176
52	92,3077	53	90,566
54	88,8889	55	87,2727
56	85,7143	57	84,2105
58	82,5786	59	81,3559
60	80	61	78,6835
62	77,4193	63	76,1905
64	75	65	73,3461
66	72,7273	67	71,6418
68	70,5882	69	69,5652
70	68,5714	71	67,6056
72	66,6667	73	65,7534
74	64,8649	75	64
76	63,1579	77	62,3377
78	61,5385	79	60,7595
80	60	81	59,2593
82	58,5366	83	57,8313
84	57,1429	85	56,4706
86	55,8139	87	55,1724
88	54,5454	89	53,9326
90	53,3333	91	52,7472
92	52,1739	93	51,6129
94	51,0638	95	50,5203
96	50	97	49,4845
98	48,9796	99	48,4843

basculant bistabil de către impulsul care marchează sfârșitul intervalului T. Datorită valorii mari a frecvenței impulsurilor (40 kHz) cu care se operează, prelucrarea durează foarte puțin.

La sfârșitul prelucrării se repune pe zero circuitul basculant bistabil, care a inițiat ciclul de adunare și numărătorul de clasă de către semnalul RZ. Din acest moment dispozitivul de comandă și unitatea aritmetică intră în regim de așteptare până la terminarea ciclului de măsură, după care se reia din nou ciclul de adunare.

Unitatea aritmetică este formată din registrul de deplasare static de 128 cifre binare în care se află unul din operanzi, din registrul de o cifră binară în care se introduce cel de al doilea operand și dintr-un sumator serie ZCB (zecimale codificate binar).

Registrul de deplasare de 128 biți are două funcții : de acumulator pentru sumator și de memorie. În acesta se memorează numărul de intervale T ce aparțin unei anumite clase. Pentru fiecare clasă sînt alocate 16 cifre binare (4 baiți). Prin urmare, numărul maxim de evenimente ce se pot memora într-o clasă este de 9999.

În timpul ciclului de adunare vechea informație, memorată în registrul de deplasare, este deplasată cifră cu cifră și aplicată la intrarea sumatorului. Simultan, divizorul cu 4, numărătorul de baiți și numărătoarele cu două și trei ranguri numără impulsurile furnizate de oscilatorul de 40 kHz, astfel încît introducerea unui unu în registrul alocat celui de al doilea operand să se facă doar în momentul cînd vechea informație a clasei selectate este prezentă la intrarea sumatorului. Este necesar acest lucru pentru a se mări cu 1 conținutul clasei selectate. La celelalte clase informația rămîne ne schimbată deoarece se adună un zero. Semnalul de introducere a unui 1 în registrul de o cifră binară este furnizat de comparatorul cu 3 ranguri în momentul cînd conținutul numărătorului de clasă este egal cu cel al numărătorului cu 3 etaje. Impulsurile aplicate numărătorului cu 3 etaje provin din divizarea cu 16 a impulsurilor generatorului de tact. În felul acesta se înscrie un 1 în registrul celui de al doilea operand în momentul cînd cifra binară cea mai puțin semnificativă a clasei selectate este prezentă la intrarea sumatorului. La apariția următorului impuls de

tact se face adunarea și noua informație este reținută în registrul acumulator. Pe frontul negativ al acestui impuls se repune pe zero registrul operandului și la celelalte clase se adună un zero. Trebuie remarcat faptul că la sfârșitul ciclului de adunare divizorul cu 4, numărătorul de baiți, numărătoarele cu 2 și 3 etaje se află în starea 0 logic și astfel sînt pregătite pentru o nouă secvență de adunare.

Extragerea informației din unitatea portabilă în unitatea de afișaj se face în serie, clasă cu clasă. La intervenția operatorului unitatea staționară emite un semnal de extragere a informației către unitatea portabilă. Prin intermediul blocului de acces la memorie, unitatea portabilă ia la cunoștință faptul că s-a cerut acces la memorie. Din acest moment, se inhibă operația de adunare și se validează operația de extragere. În acest regim intră în funcțiune generatorul de impulsuri cu frecvența de 40 kHz care, de această dată, furnizează doar 16 impulsuri. Aceste impulsuri deplasează cifră cu cifră informația din acumulator și prin intermediul interfeței este transmisă unității staționare și afișată de aceasta. Astfel s-a extras informația corespunzătoare primei clase. În mod similar se extrage informația și pentru celelalte clase.

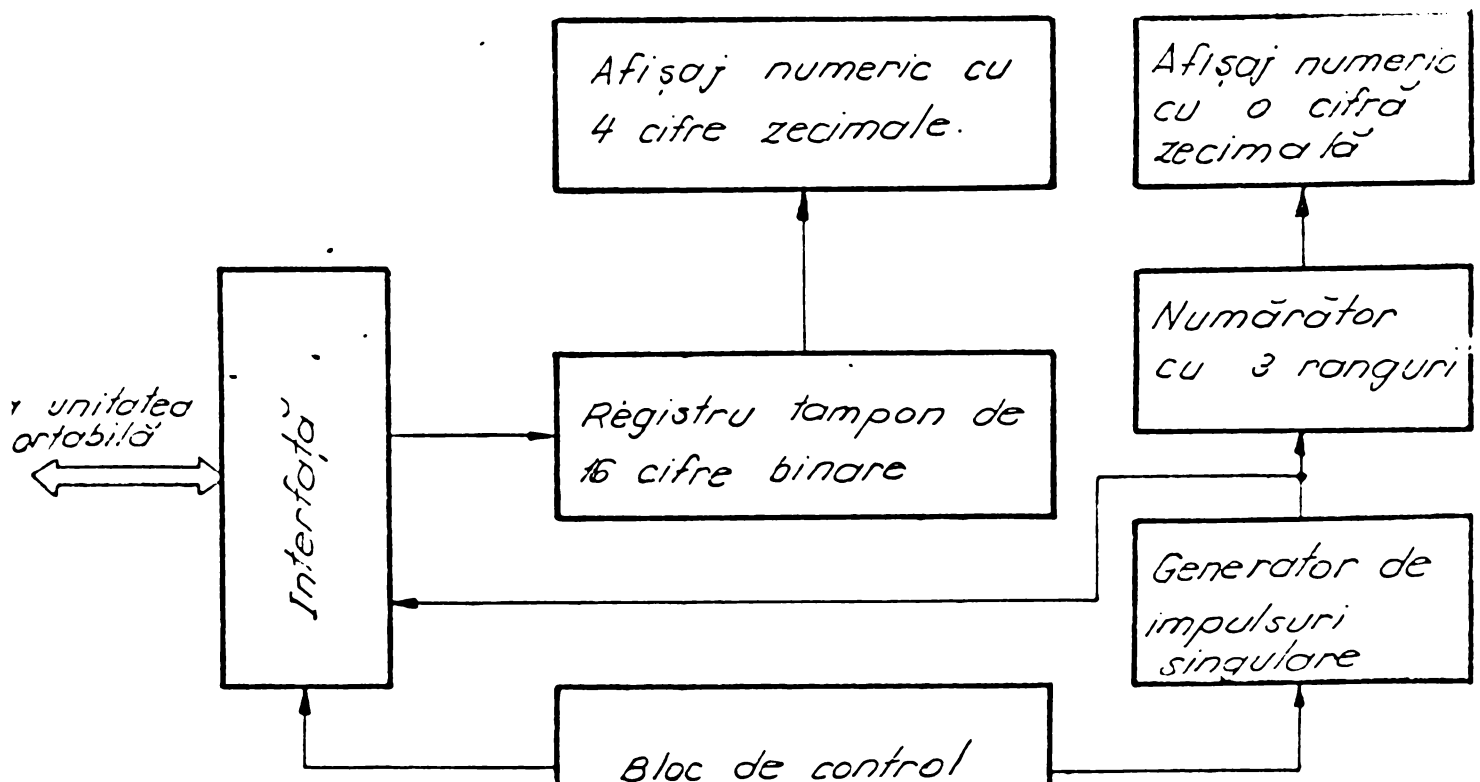
Unitatea portabilă conține 21 de circuite integrate de tipul COS/MOS. Alimentarea circuitelor electronice este realizată cu 4 baterii de 1,5 V. Consumul este de 30 μ A. Întregul ansamblu este introdus într-o cutie paralelipipedică cu dimensiunile de 115 x 70 x 38 mm. Greutatea este de 250 grame.

B. Unitatea staționară

Aceasta are rolul de a afișa informația conținută în memoria unității portabile. Este evident faptul că cele două unități trebuie să fie conectate împreună. Acest lucru se realizează printr-un cablu prevăzut cu două mufe la extremități. La intervenția utilizatorului generatorul de impulsuri singulare furnizează un singur impuls, care prin intermediul interfeței este trimis pe cablu la unitatea portabilă. Acest impuls are scopul de a cere acces la memorie. După cum am spus mai înainte, din memoria unității portabile se emite în serie informația corespunzătoare primei clase (16 cifre binare). Concomitent se emit și impulsurile de tact de 40 kHz pe cablu. Prin intermediul

interfeței acestea se aplică registrului tampon de 16 cifre binare în scopul afișării informației pe afișajul numeric de 4 cifre zecimale. Impulsul furnizat de generatorul de impulsuri singulare se aplică și numărătorului cu 3 ranguri. Conținutul acestui numărător este indicat pe afișajul numeric cu o cifră zecimală și reprezintă clasa a cărei informație a fost extrasă și este indicată în afișajul cu 4 cifre zecimale. Prin acest mod de operare utilizatorul poate să-și noteze clasa și conținutul acesteia. La o nouă intervenție a sa se extrage informația corespunzătoare clasei 2, în mod asemănător. În cele două blocuri de afișaj se află indicată clasa și informația corespunzătoare. Aceste operații continuă de 8 ori. În final utilizatorul are la dispoziție informația corespunzătoare celor 3 clase, informație ce servește la construirea unor histograme cu ajutorul cărora se pot trage concluzii rapide despre activitatea inimii.

Prin intermediul blocului de control, unitatea fixă sesizează starea bateriilor de alimentare a unității portabile și faptul dacă electrozii nu s-au desprins în timpul perioadei de supraveghere a subiectului. De asemenea, prin intermediul acestui bloc se poate șterge informația din memoria unității portabile și să dea startul pentru un nou test. Schema de principiu este prezentată în fig.6.5.



6.2.4. Prelucrarea informațiilor. Rezultate experimentale

Intrucît, în intervalul de timp în care subiectul este sub control pot interveni variații ale frecvenței cardiace, informațiile obținute se utilizează comparativ. Aceste informații (numere) pot fi transformate în procente prin împărțirea numărului corespunzător fiecărei clase la numărul total al bătăilor inimii. Numărul total al bătăilor inimii este egal cu suma tuturor numerelor corespunzătoare celor 8 clase. Atîta timp cît durata perioadei de supraveghere este cunoscută, aceste procente sînt echivalente cu timpul cît a durat fiecare clasă. Deci putem să ne dăm seama de cît timp inima celui investigat a avut o activitate mai intensă sau mai puțin intensă. Un exemplu tipic de date numerice obținute în timpul unui test este următorul :

Tipul activității : activitate obișnuită

Timpul cît a durat testul : 190 minute

Clasa	Frecvența clasei	Nr. de bătăi ce aparțin fiecărei clase	% corespunzătoare fiecărei clase
1	170 >	0	0
2	140-169	0	0
3	110-139	50	0,3
4	90-109	25900	16,4
5	30-89	10210	64,6
6	70-79	2880	18,2
7	60-69	70	0,4
8	≤ 59	0	0
Total		15860	99,9
Frecvența medie		83	

Cu valorile corespunzătoare celor 8 clase se pot construi histogramme prin care se arată distribuția frecvenței inimii, fig.6.6.

Prin alura acestor histogramme se pot aprecia dereglările de ritm cardiac. Existența mai multor maxime în histogramă arată că subiectul are un ritm foarte dereglat. De asemenea, prin poziția maximului se poate aprecia dacă este vorba de bradicardie sau tahicardie. În afară de faptul că aceste histogramme ajută la aprecierea dereglărilor de ritm cardiac, ele servesc și la calculul consumului de energie. În fig.6.7 se arată histogrammele pentru diferite tipuri de activități. Se observă din aceste

histograme că cel mai mare procent de numere cade în clasa care corespunde perioadei medii a inimii. Acest maxim, ca de altfel

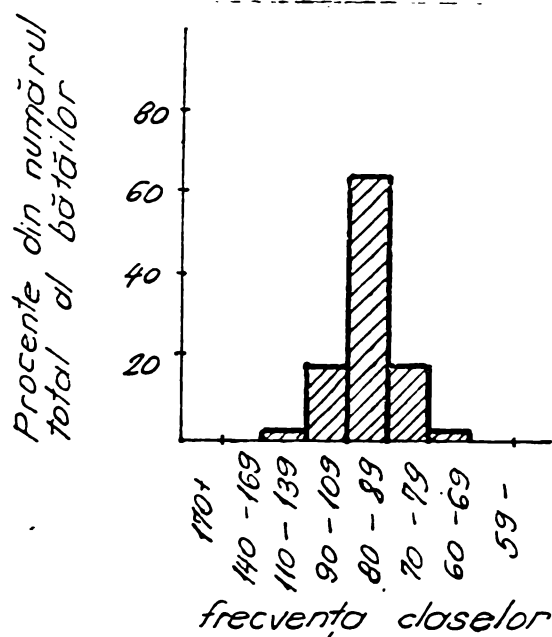


Fig.6.6.

și întreaga histogramă se deplasează spre clasele a căror frecvență a inimii este mai mare (în stînga), ca urmare a creșterii intensității activității. Înseamnă că la o singură privire a unei histograme (forma ei și poziția în funcție de clasă) ne putem da seama ușor dacă subiectul a fost mai mult sau mai puțin activ.

Cercetările experimentale au arătat că între frecvența cardiacă și consumul de energie există o relație liniară. Această relație, prezentată și în paragraful 5.2., este de forma :

$$W = 0,1242 \cdot f_h - 7,91$$

Această formulă a fost aplicată pentru fiecare clasă în histogramele respective, a fost înmulțită cu procentele corespunzătoare fiecărei clase. În felul acesta se obține consumul de oxigen pe clasă. Suma valorilor obținute pentru fiecare clasă dă consumul total de energie în histograma respectivă.

Se poate observa că, consumul de energie crește în histogramele deplasate spre activitatea intensă. Se pune întrebarea dacă nu este suficient doar să determinăm frecvența medie a bătailor inimii și această frecvență să o utilizăm în calcul. Răspunsul este negativ (fig.6.8). Din această figură se observă că pentru diferitele tipuri de activități frecvența medie a fost

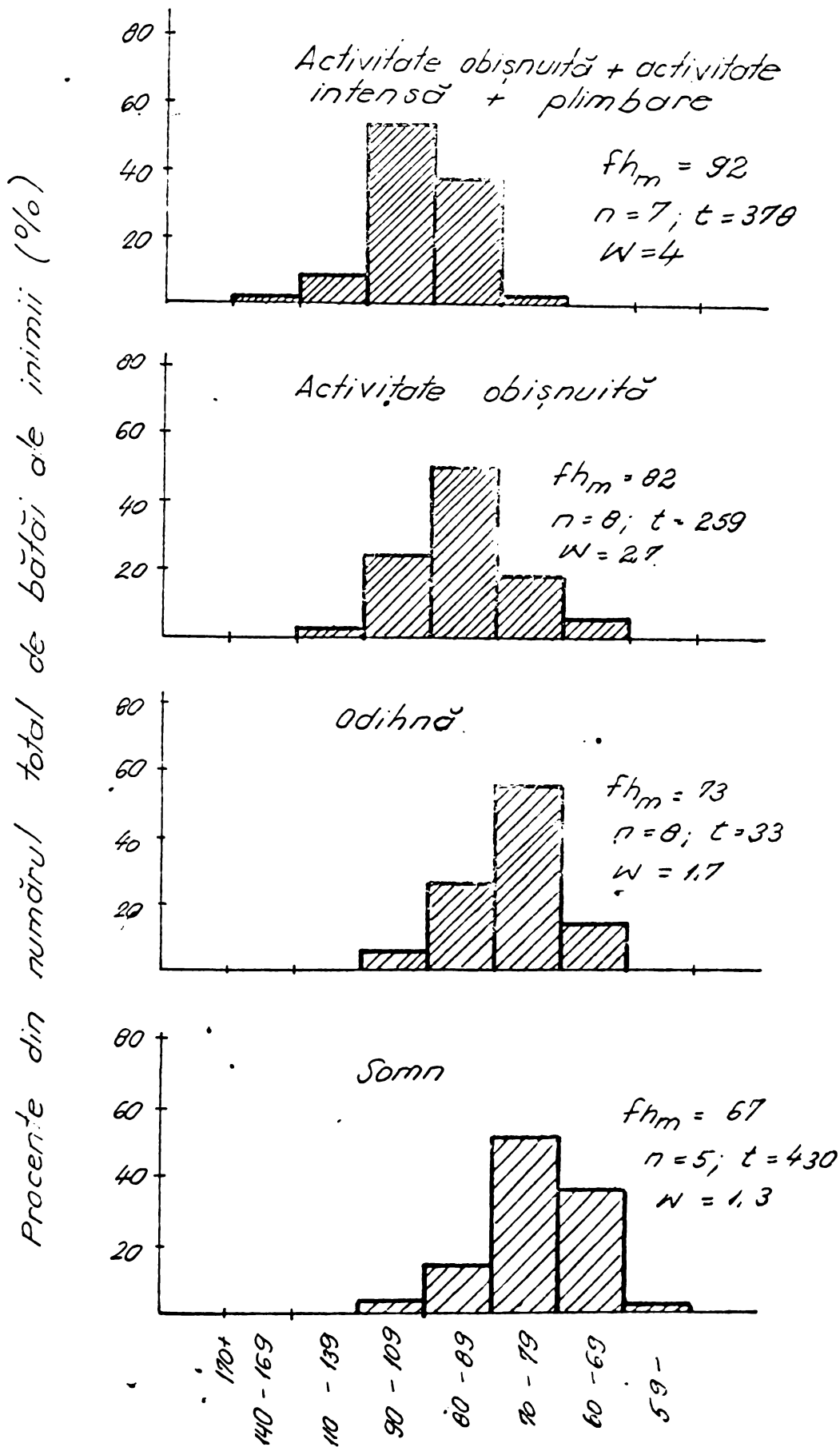


Fig. 6.7. Distribuția frecvenței cardiace pentru diferite activități

f_{hm} = frecvența medie

n = numărul de teste

t = durata testului în minute

W = consumul de energie aproximativ [Kcal/min]

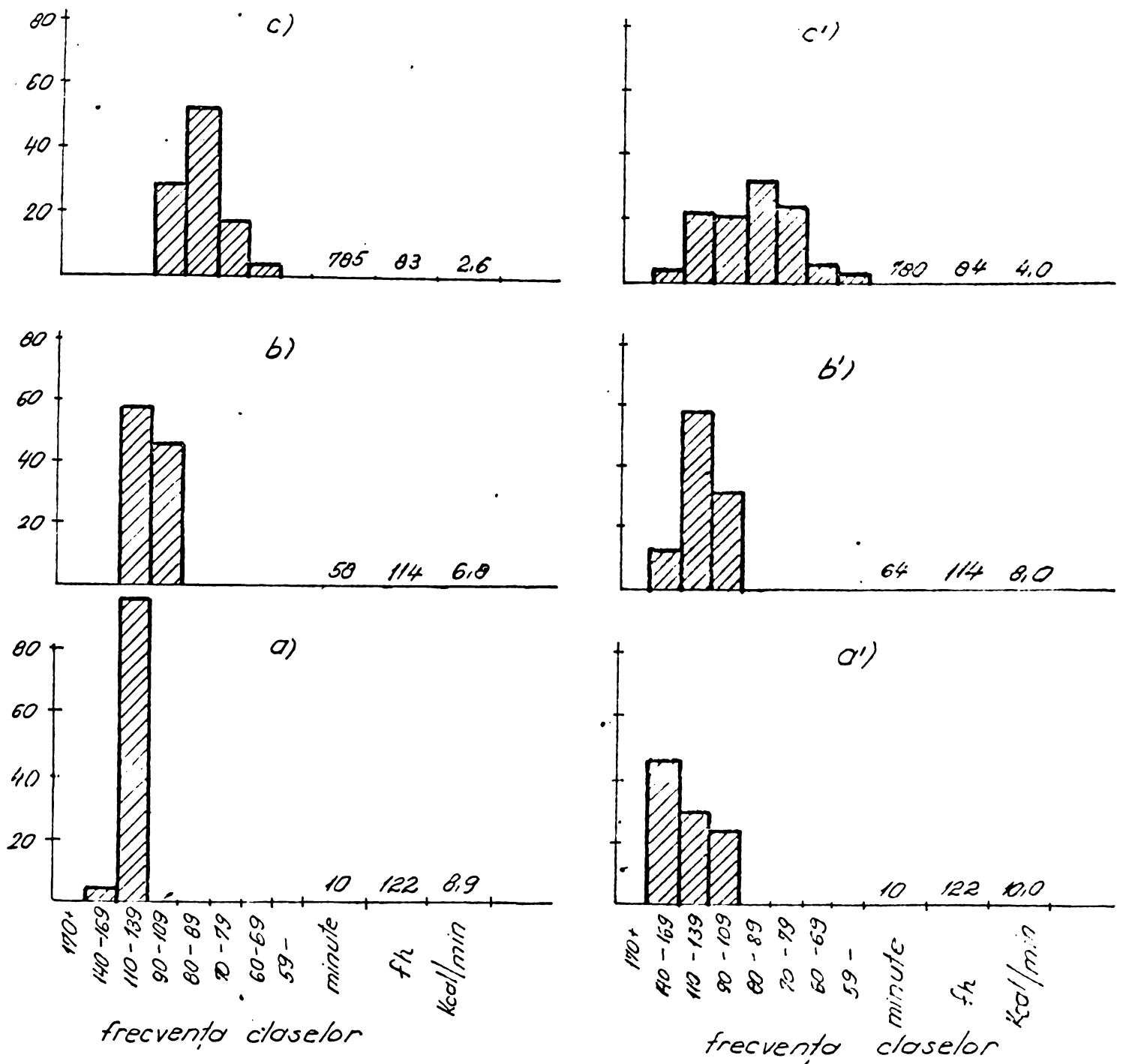


Fig.6.8 Histogramele pentru diferite tipuri de activități.

- a) activitate pe bicicleta ergometrică ($t = 10 \text{ min}$, la 150 W); $fh = 122$
- a') activitate pe bicicleta ergometrică ($t = 5 \text{ min}$, la 150 W ; $fh = 150$) (restul de 5 min la $fh = 95$); $fh_{med} = 122$.
- b) plimbare la $4,6 \text{ km/h}$; $fh = 114$
- b') plimbare de la $4,2$ la $6,3 \text{ km/h}$ ($fh = 108$ la 120); $fh_{m} = 114$.
- c) activitate obișnuită + activitate redusă + odihnă; $fh_{m} = 83$
- c') activitate obișnuită + activitate intensă + activitate pe bicicleta ergometrică + activitate casnică + odihnă; $fh_{m} = 84$.

aceeași. Utilizând doar această frecvență medie nu obținem nici o informație asupra diferențelor ce există în activitatea subiectului. Analiza histogramei ne arată că aceste diferențe există chiar dacă timpul perioadei de supraveghere este mic (a și a') sau este mare (c și c'). Se observă că s-a detectat consumul ridicat de energie în activitatea cu eforturi intense, deși acestea nu au fost reflectate în creșterea ritmului cardiac mediu.

6.3. Monitor pentru analiza automată a aritmiilor

6.3.1. Metoda de identificare și clasificare a extrasistolelor. Parametrii caracteristici monitorului.

Având în vedere importanța identificării apariției unor aritmii tolerate de către pacient dar care preced declanșarea aritmiilor grave, autorul studiază și proiectează un sistem de analiză automată a ritmului cardiac.

În urma unui studiu aprofundat în care s-a ținut seama de : necesitatea unei analize în timp real, parametri fiziologici care reflectă cel mai bine tulburările de ritm cardiac și de aspectul economic, autorul ajunge la concluzia că pentru depistarea celor mai frecvente anomalii de ritm este suficient să se prelucreze intervalele RR din unda ECG.

Estimarea ritmicității cordului se face prin măsurarea și corelarea următorilor parametri :

- durata instantanee RR_i , definită ca intervalul de timp, exprimat în milisekunde, între două bătăi succesive ale inimii. Cu ajutorul acestei mărimi se calculează ritmul instantaneu (bătaie cu bătaie) ;

- media aritmetică a duratelor pe ultimele 10 bătăi, definită ca valoarea medie a ultimelor 10 intervale RR care preced intervalul ce se analizează. Această valoare se recalculează la fiecare bătaie. Prin urmare, ea este adaptabilă și reflectă variațiile duratelor instantanee. Cu această valoare se calculează ritmul mediu.

- durata de bază, definită ca media aritmetică a duratelor instantanee pe ultimele 5 complexe QRS normale ca

repartiție în timp. Prin urmare, în calcul sînt excluse intervalele corespunzătoare bătăilor ectopice. Cu această valoare se calculează ritmul de bază. Durata de bază reprezintă un etalon adaptabil pentru ritm și în raport cu aceasta se determină bătăile ectopice.

Pornind de la acești parametri, autorul concepe o metodă de identificare și clasificare a următoarelor tipuri de extrasistole: extrasistole cu pauză compensatorie; extrasistole bigeminate; extrasistole trigeminate; salvele de extrasistole. Dacă se notează : cu RR_b durata intervalului RR corespunzătoare ritmului de bază; cu RR_i durata intervalului RR instantaneu și cu ΔRR_b toleranță față de intervalul de bază (toleranță programată de utilizator), pentru identificarea și clasificarea celor 4 tipuri de extrasistole autorul stabilește următoarele relații :

- pentru extrasistolele cu pauză compensatorie (EPC) :

$$\begin{aligned} RR_{i-3} &= RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_{i-2} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_{i-1} &> RR_b + \Delta RR_b \\ RR_{i-2} + RR_{i-1} &= 2 RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_i &\leq RR_b \pm \Delta RR_b \end{aligned} \quad (6.2)$$

- pentru extrasistolele bigeminate (EB) :

$$\begin{aligned} RR_{i-3} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_{i-2} &= RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_{i-1} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_i &= RR_b \pm \Delta RR_b \end{aligned} \quad (6.3)$$

- pentru extrasistolele trigeminate (ET) :

$$\begin{aligned} RR_{i-3} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_{i-2} &= RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_{i-1} &= RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_i &< RR_b - \Delta RR_b \end{aligned} \quad (6.4)$$

- pentru salvele de extrasistole (SE) :

$$\begin{aligned} RR_{i-3} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_{i-2} &< RR_b - \Delta RR_b \\ RR_{i-1} &\geq RR_b \pm \Delta RR_b \\ RR_i &\geq RR_b \pm \Delta RR_b \end{aligned} \quad (6.5)$$

Pe baza acestor relații, autorul a realizat după o concepție originală un monitor de ritm cardiac (fig.6.9). Aparatul este destinat monitorizării la pat a pacienților.

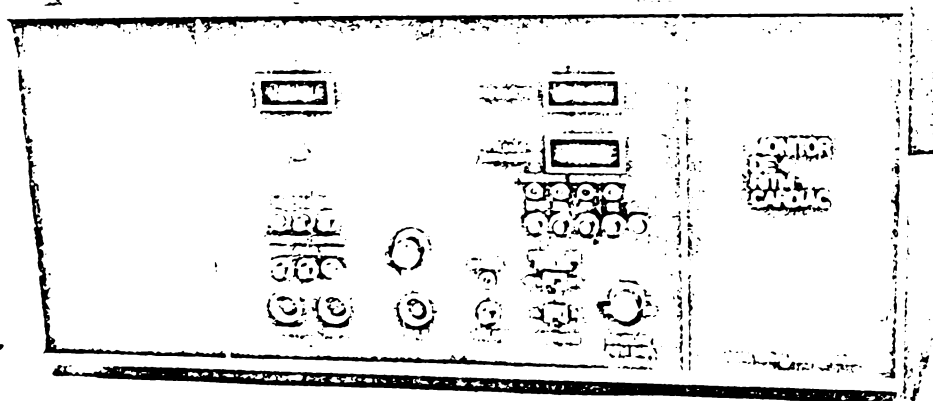


Fig.6.9.

Beneficiarul acestei instalații este Clinica Medicală II a Spitalului Clinic Nr.2 din Timișoara, condusă de prof.dr.Luca Stanciu.

Sistemul permite măsurarea ritmului central sau periferic : instantaneu (bătăile cu bătăile), mediat (media aritmetică a ultimelor 10 bătăi consecutive), de bază (etalon). Deasemenea identifică și clasifică tulburările de ritm cele mai importante, cum ar fi : extrasistolele cu pauză compensatorie (extrasistole ventriculare), extrasistolele bigeminate și trigeminate și salvele de bătăi. Identificarea acestor tulburări se face pe baza unui ritm etalon care se determină în faza de autoinstruire a aparatului. Această fază durează

pînă cînd 4 intervale RR succesive au aceeași durată. Se admite o toleranță între intervale de $\pm 20\%$ sau $\pm 40\%$ cu scopul de a nu se confunda aritmia respiratorie cu bătăile ectopice. Prin urmare, ritmul etalon este specific subiectului care se monitorizează. În cazul unor ritmuri de bază neidentificabile, acesta se poate programa de către utilizator. Odată stabilit acest ritm etalon, aparatul trece în faza de analiză. În această fază se face analiza ritmicității intervalelor RR în scopul de a urmări dacă complexe QRS instantanee sînt corect sau incorect poziționate în timp. Odată cu începerea fazei de analiză se validează și cronometrul pentru a determina numărul de extrasistole pe minut.

Complexele QRS instantanee se consideră corect poziționate în timp dacă se situează în interiorul intervalului de toleranță admis. Însă la unul și același subiect variațiile lente normale ale frecvenței bătăilor inimii pot duce în final la intervale mult diferite față de intervalul etalon. Astfel complexe QRS instantanee corespunzătoare unui ritm cardiac normal vor cădea în afara intervalului stabilit inițial și vor fi interpretate ca și anomalii de ritm. Prin urmare rezultă că intervalul etalon stabilit inițial nu poate fi considerat constant pe toată durata de monitorizare. Se impune necesitatea corectării intervalului etalon și în faza de analiză în sensul adaptării acestuia la variațiile lente ale frecvenței bătăilor inimii. Soluția utilizată constă în actualizarea continuă a intervalului etalon prin media aritmetică a ultimelor 4 intervale RR succesive care se încadrează în intervalul prestabilit.

6.3.2. Descrierea sistemului de analiză

Echipamentul de analiză a ritmului cardiac realizat de autor conține următoarele module (fig.6.10).

MPA ECG - modul de prelucrare analogică a undei ECG

MPAP - modul de prelucrare analogică a pulsului

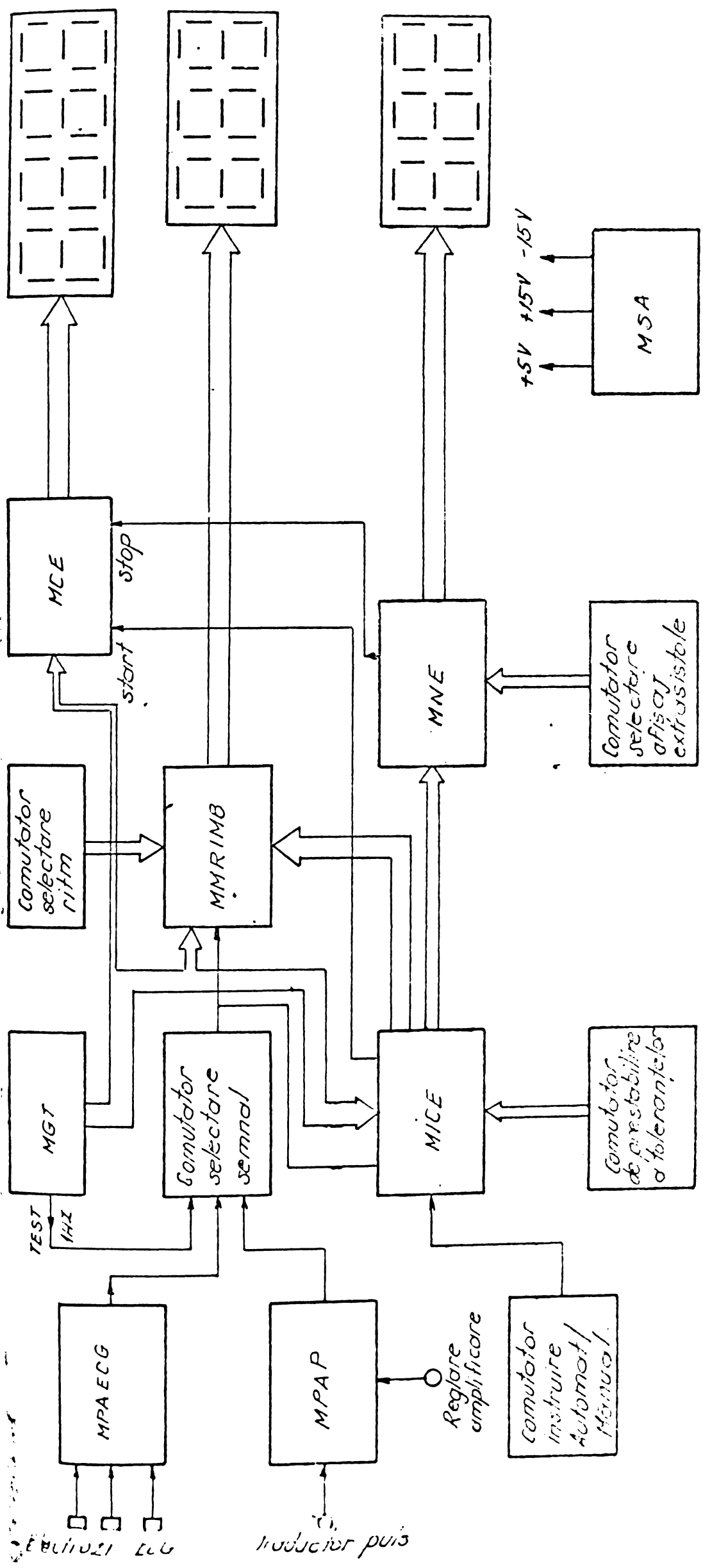


Fig. 6.10.

- NERIM - modul de măsurare numerică a ritmului instantaneu, mediat și de bază.
- MICE - modul de identificare și clasificare a extrasistolelor
- MGT - modulul generatorului de tacte
- MNE - modul de numărare și acumulare a extrasistolelor.
- MCE - cronometru electronic
- MSA - sursele de alimentare

Modulul de prelucrare analogică a undei ECG
(MPAECG)

În procesul de înregistrare a electrocardiogramelor, pe lângă biopotențialele ce reflectă activitatea electrică a miocardului, apar în general și zgomote. Conținutul excesiv, de zgomot îngreunează tehnicile de analiză automată a diagnosticului. În vederea eliminării zgomotului, autorul studiază și proiectează un modul analogic de identificare a complexului QRS. Sincron cu acest complex, blocul analogic furnizează un impuls standard TTL cu durata de 1ms în vederea măsurării, prelucrării și interpretării intervalelor RR din unda ECG. Schema de principiu de concepție proprie este prezentată în fig.6.11. În continuare se prezintă rolul fiecărui bloc.

Prèamplificatorul (PA) amplifică semnalul electric al inimii în vederea prelucrării ulterioare a acestuia. Din considerente privind protecția pacientului se recomandă folosirea unui amplificator izolator. Avînd în vedere posibilitățile existente a fost aleasă soluția unui amplificator de măsură cu amplificatoare operaționale indigene (PA 741), luîndu-se precauții deosebite privind izolarea dintre înfășurările transformatorului. Metoda de proiectare a fost prezentată în capitolul 3.

În vederea eliminării zgomotului autorul studiază și proiectează un filtru activ. Acesta este format din 2 filtre : unul trece jos cu frecvența de tăiere de 1,5 Hz și celălalt trece sus cu frecvența de tăiere de 45 Hz. Cu acest filtru zgomotul mioelectric a fost rejectat și toate

celelalte componente ale zgomotului au fost puternic atenuate.

Pentru ca sistemul să fie adaptabil la diferiți subiecți s-a introdus un circuit de reglare automată a amplificării (CAA).

Amplificatorul neliniar (AN) din figură are rolul de a atenua undele P și T pentru ca în cazul unor subiecți cu unde P și T mari să nu se genereze impulsul standard de 1 ms.

Identificarea undei R se face utilizând un criteriu de separare în frecvență (unda R conține un spectru de frecvență mult mai mare decât undele P și T). Această separare se face cu ajutorul a 2 circuite de derivare realizate cu amplificatoare operaționale. Derivarea, în același timp, conferă undei ECG o mai mare stabilitate morfologică și elimină zgomotele de joasă frecvență datorate în general deplasării lente a liniei izoelectrice.

Pentru a elimina influența zgomotului de 50 Hz asupra generării impulsului standard, autorul introduce un detector de 50 Hz care influențează bascularea triggerului Schmitt numai dacă amplitudinea acestuia este mai mare de jumătate din amplitudinea undei R.

Pentru ca generarea impulsului standard să nu aibe loc datorită spike-urilor sau artefactelor autorul introduce un circuit de coincidență. Prin aceasta se emite un impuls numai dacă R are o durată cuprinsă între anumite limite. Din considerente de natură medicală, [127], aceste limite au fost impuse între 15 (minimum) și 80 ms (maximum).

Modulul de prelucrare analogică a pulsului

(MPAP).

În scopul măsurării ritmului periferic și al comparării acestuia cu ritmul central, autorul a studiat și proiectat un sistem de măsurare și prelucrare analogică a pulsului.

Acest modul conținea un traductor de puls, un detector de puls, un amplificator și un trigger Schmitt.

Traductorul de puls utilizează o sursă de lumină (bec cu incandescentă) și o fotorezistență care sesizează schimbarea opacității țesuturilor în momentul trecerii undei de puls. Funcționarea se bazează pe lumina reflectată de oase și recepționarea acesteia pe o fotorezistență. Pentru o funcționare adecvată este necesar ca traductorul să fie plasat deasupra unei zone puternic vascularizată (deget sau lobul urechii). Injectarea unui curent constant în traductor face ca variația de tensiune culeasă la borne-

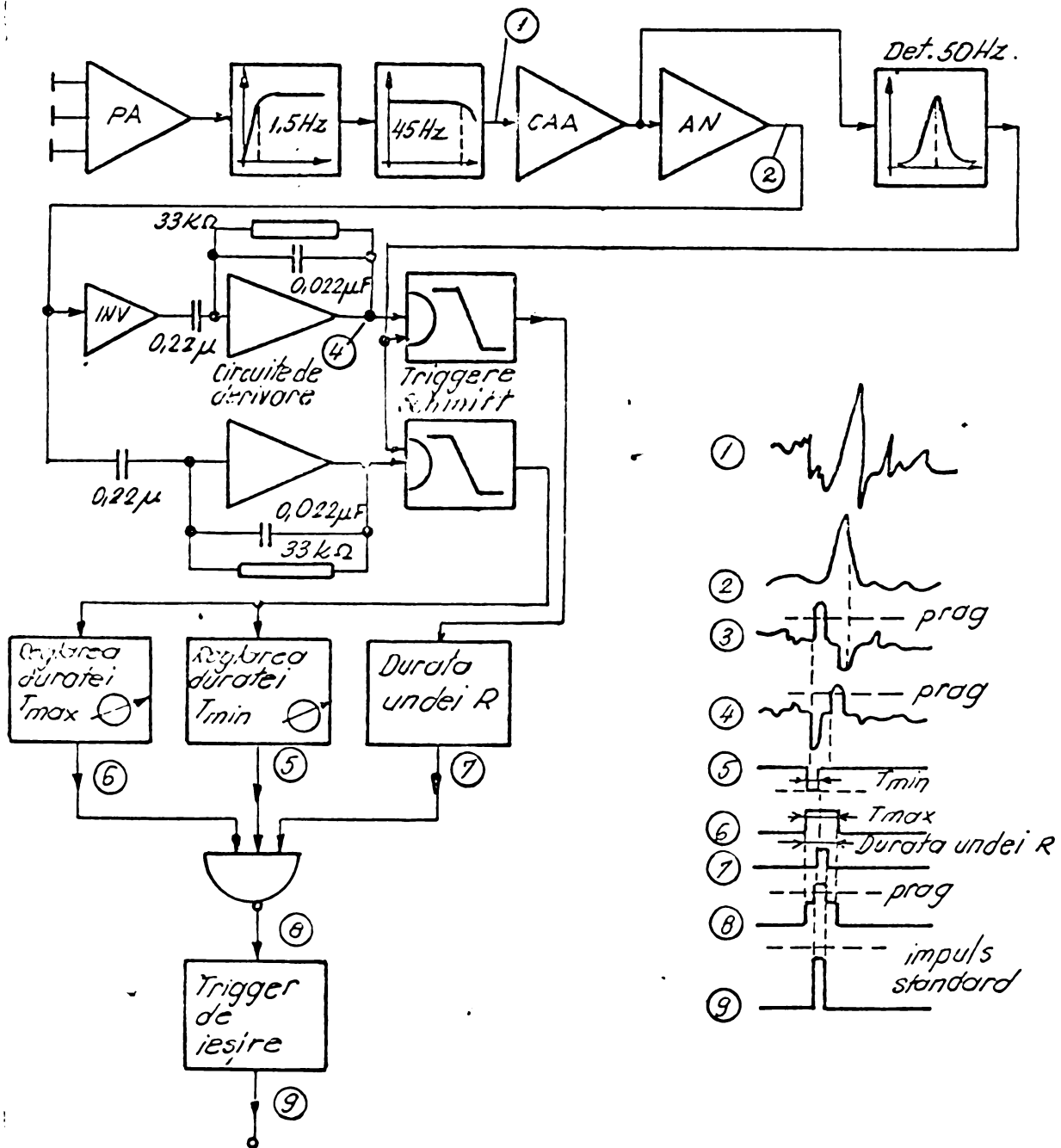


Fig. 6.11.
Fig. 6.11

le fotorezistenței să fie proporțională cu variația sa de rezistență, deci cu variația de lumină produsă de presiunea arterială.

Amplificatorul este realizat cu două amplificatoare operaționale și are rolul de a amplifica semnalul detectat pînă la o astfel de valoare încît să asigure bascularea triggerului Schmitt de la a cărui ieșire se obține un impuls TTL sincron cu pulsul.

Modulul de măsurare numerică a ritmului instantaneu, mediat și de bază (MMREMB)

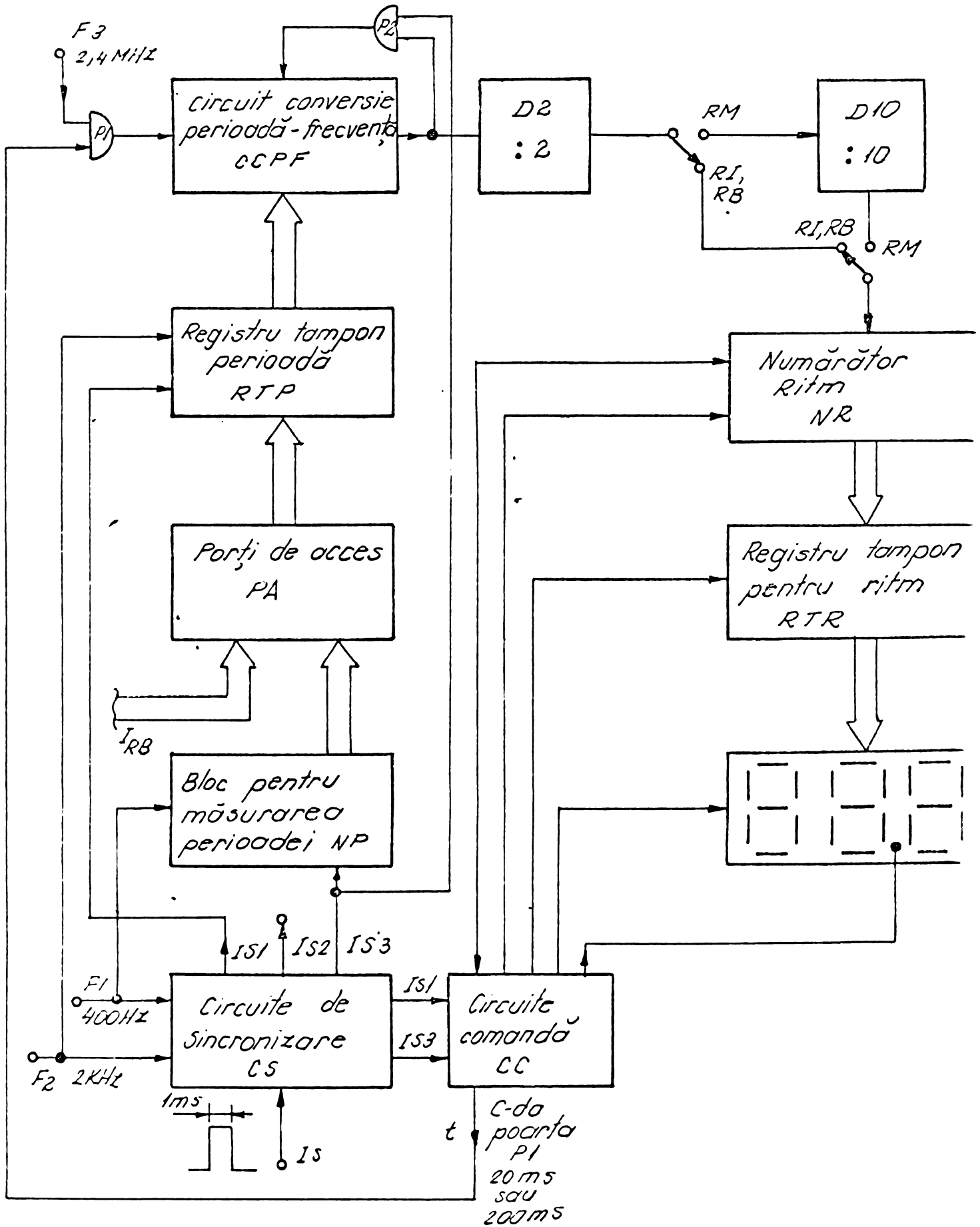
În urmă unui studiu aprofundat al metodelor de măsurare numerică a frecvențelor joase, [45],[77],[92],[105],[107], autorul proiectează un modul de măsurare numerică a ritmului cardiac. În cele ce urmează se va prezenta pe scurt tehnica utilizată de autor.

La apariția impulsului standard IS de 1 msec., sincron cu unda R sau cu pulsul, circuitul de sincronizare CS (fig.6.12) furnizează trei impulsuri întârziate, și anume :

- IS1 are durată de 0,5 msec. și o întârziere față de IS de minimum 0,5 msec. și de maximum 2,5 msec. (această întârziere depinde de momentul apariției impulsului standard IS în raport cu impulsurile F1) ;
- IS2 are durată de 0,5 msec. și o întârziere față de IS1 de 0,5 msec. ;
- IS3 are durată de 0,5 msec și o întârziere față de IS2 de 0,5 msec.

Aceste impulsuri au scopul de a sincroniza funcționarea tuturor circuitelor acestui modul.

La apariția impulsului IS1 se validează transferul informației din numărătorul de perioadă NP (acesta conține informația referitoare la intervalul RR precedent) în registrul tampon pentru perioadă RTP. Transferul are loc sincron cu impulsurile F2. Deasemenea, se anulează numără-



torul NR în care se măsoară ritmul exprimat în bătăi/min. Prin această operație se pregătește numărătorul pentru măsurarea următorului ritm.

La apariția impulsului IS3 se anulează informația din numărătorul de perioadă NP, pregătindu-l pentru măsurarea intervalului RR curent. Totodată, sincron cu IS3 se realizează transferul informației din registrul tampon RTP în circuitul de conversie perioadă -frecvență CCPF. Din acest moment se măsoară numeric intervalul curent RR (prin eșantionarea acestuia cu impulsurile Fl de frecvență, foarte stabilă) și se convertește durata intervalului precedent în bătăi/min. Durata de conversie este de 20 msec. sau 200 msec. după cum ritmul este mai mare, respectiv mai mic de 100 bătăi/min. Această durată este stabilită de un circuit combinațional în funcție de informația din rangul cel mai semnificativ al numărătorului de ritm NR. Pentru ca pe durata conversiei afișajul să nu pîlpîie s-a introdus un registru RTR. Transferul informației din numărătorul de ritm în registrul tampon RTR are loc la sfîrșitul duratei de conversie.

În cazul cînd se măsoară ritmul instantaneu sau ritmul de bază afișarea se face cu virgulă zecimală pentru valori sub 100 bătăi/min (durata de conversie este de 200 msec.). Pentru ritmul mediat afișarea se face fără virgulă zecimală.

Măsurarea intervalului RR se face în numărătorul binar NP cu 12 ranguri. Acesta numără impulsurile Fl de frecvență 400 Hz dintre două impulsuri IS3. Astfel în acest numărător se acumulează numărul :

$$N = Fl \cdot RR_1 \quad (6.6)$$

unde RR_1 este intervalul ce se măsoară.

La apariția celui de al doilea impuls ce delimitează intervalul RR, circuitul de sincronizare, prin impulsurile IS1 și IS3, comandă trecerea informației în registrul tampon RTP și din acesta în circuitul de conversie. Deaseme-

nea se pregătește numărătorul NP pentru măsurarea noului interval.

Circuitul de conversie este un numărător binar de 12 cifre binare sincron reversibil care numără invers. La ieșirea acestuia la fiecare descărcare completă se furnizează câte un impuls care se numără în numărătorul NR. Aceste impulsuri comandă și reîncărcarea circuitului de conversie cu informația memorată în registrul tampon RTP. Dacă poarta P1 este deschisă pe durata t , atunci în numărătorul de ritm NR (când se măsoară ritmul instantaneu) se acumulează numărul:

$$N1 = \frac{F3}{N} \cdot t \cdot \frac{1}{2} = \frac{1}{2} \frac{F3 \cdot t}{F1} \cdot \frac{1}{RR_i} = K \cdot FV_i \quad (6.7)$$

unde $K = \frac{F3 \cdot t}{2F1}$ și este ales astfel încât afișarea să fie exprimată în bătăi/min. ($K = 600$ sau 60 în funcție de cum ritmul este sub sau peste 100 bătăi/min).

Durata t se autoreglează la 200 sau 20 msec. în funcție de informația din NR. Această durată se generează din frecvența foarte stabilă de 400 Hz.

Divizorul D10 intervine doar în cazul când se măsoară ritmul mediat.

Modulul de identificare și clasificare a extrasistolelor (MICE)

În vederea decelării celor mai importante tulburări de ritm cardiac (tulburări care, în general, sînt tolerate de subiect dar pot duce la declanșarea unor aritmii grave), autorul studiază unele aspecte ale proiectării unui sistem de identificare și clasificare a extrasistolelor. În urma acestui studiu, autorul elaborează o metodă originală de analiză a ritmicității cordului și proiectează un modul adecvat.

Funcționarea acestui modul (fig.6.13) se caracterizează prin două faze distincte, și anume: o fază de inițializare (fază în care sistemul se autoinstruiește) și o fază de analiză propriuzisă.

In faza de inițializare se obține o primă informație asupra intervalului RR de bază. Pentru ca sistemul să aibe posibilitatea de a se autoinstrui este necesar ca ritmicitatea cordului să fie normală, adică să sosească cel puțin 4 intervale succesive aproximativ egale. In cazul unor subiecți cu ritmuri de bază neclasificabile medicul are posibilitatea să fixeze acest prim interval de bază în funcție de informațiile apriorice furnizate de modulul de măsurare a ritmului cardiac.

In cele ce urmează se va prezenta pe scurt funcționarea acestui modul.

Faza de inițializare

Prin acționarea butonului ANULARE de pe panoul frontal modulul trece în faza de inițializare (se pune pe 0 logic bistabilul de memorare a fazei și numărătorul cu 4 ranguri). La apariția primului impuls standard, sincron cu complexul QRS, se pregătesc numărătoarele cu 12 ranguri NRB și NIL pentru măsurare. Măsurarea primului interval se face numărând în numărătorul NIL impulsurile de frecvență fixă F_1 . Numărul astfel obținut este direct proporțional cu durata dintre 2 complexe QRS. La apariția celui de al doilea complex QRS informația din NIL este transferată prin porțile de acces PA11 și circuitul SAU în registrul tampon PTRB. Această informație se memorează în acest registru timp de 3 intervale RR succesive și constituie intervalul etalon de comparare pentru aceste 3 intervale succesive. După terminarea primului interval, la apariția fiecărui complex QRS informația din PTRB este transferată în numărătoarele binare cu 12 ranguri sincrone reversibile NR11 și NR12. Prin descărcarea acestora cu frecvențele $F_4' = 80\% F_1$, $F_4'' = 120\% F_1$ sau $F_5' = 60\% F_1$, $F_5'' = 140\% F_1$ se generează 2 intervale de timp, și anume: unul scurt (80% respectiv 60% față de primul interval) și unul lung (120% respectiv 140% față de primul interval). In funcție de momentul apariției complexului QRS următor se decide prin porțile P1, P2, P3 dacă intervalul instantaneu este scurt

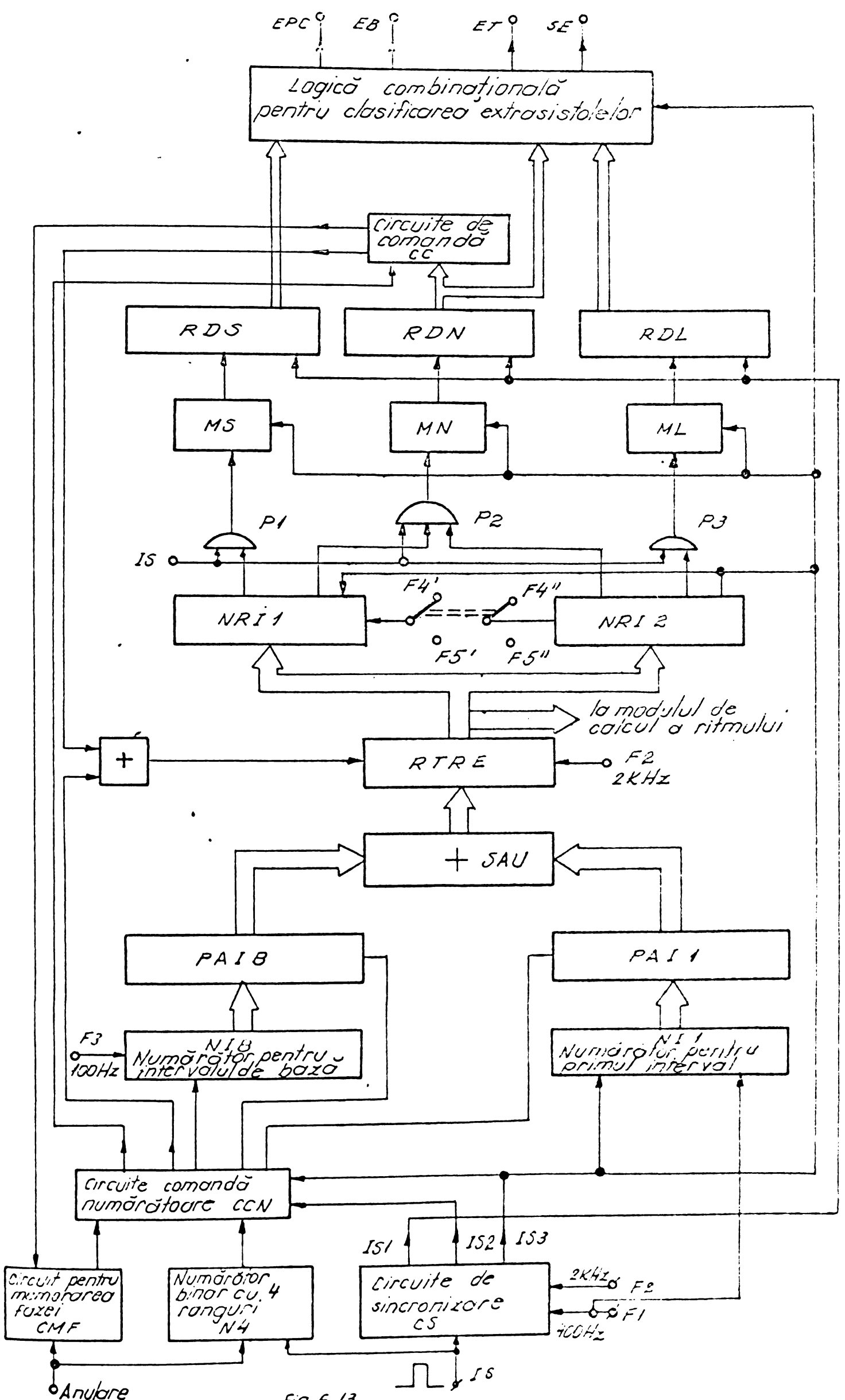


Fig. 6.13.

normal sau lung. Aceste decizii sînt memorate pentru scurt timp (întîrzierea dintre IS3 față de IS) în circuitele basculante bistabile MS, MN, ML. Pe durata acestui interval de timp informația din aceste bistabile este transferată și deplasată la dreapta în registrele de deplasare de 4 biți RDS, RDN, RDL de către impulsul IS1. Această deplasare este necesară pentru a recunoaște dacă intervalele RR succesive sînt normale sau anormale.

Simultan cu măsurarea primului interval se începe măsurarea și în numărătorul pentru intervalul de bază (NIB). În acesta se acumulează informația corespunzătoare celor 4 intervale RR prin numărarea impulsurilor de frecvență fixă $F3 = F1/4$. Prin urmare, numărul obținut este proporțional cu media aritmetică a celor 4 intervale succesive.

Măsurarea primului interval în N11 cu frecvența F1, memorarea și utilizarea acestuia ca element de comparare în faza de inițializare, precum și măsurarea a 4 intervale RR în numărătorul NIB cu frecvența F3 este asigurată de numărătorul cu 4 ranguri (N4) și de circuitele de comandă a numărătoarelor (CCM).

Dacă cele 4 intervale sînt aproximativ egale (sesizare făcută de circuitele CC) se trece în faza de analiză propriuzisă (se introduce 1 logic în CMF). Deasemenea, informația din NIB este transferată prin porțile de acces PAIB și circuitul SAU în registrul tampon PTRB. Deci, primul interval etalon față de care se face analiza tulburărilor de ritm reprezintă media aritmetică a celor 4 intervale succesive aproximativ egale. În momentul declanșării fazei de analiză se dă startul la cronometrul electronic și în același timp se validează numărătoarele pentru extrasistole (în faza de inițializare numărătoarele de extrasistole și cronometrul sînt puse pe zero).

În cazul în care cele 4 intervale succesive nu sînt aproximativ egale aparatul rămîne în continuare în faza de inițializare și se reia ciclul de la început. Prin urmare, faza de inițializare durează pînă cînd apar cel pu-

țin 4 intervale succesive aproximativ egale.

Faza de analiză propriuzisă

În momentul începerii acestei faze se generează, prin descărcarea numărătoarelor NRI1 și NRI2, cele 2 intervale : scurt și lung. Durata acestor intervale depinde de informația memorată în registrul tampon (media aritmetică a celor 4 intervale succesive și aproximativ egale găsite în faza de inițializare). După cum primul impuls IS, sincron cu complexul QRS, apare în interiorul intervalului scurt, sau în afara acestuia dar în interiorul intervalului lung, sau în afara intervalului lung acest prim interval este etichetat ca scurt, normal sau lung (se pune pe 1 logic unul din cele 3 bistabile: MS, MN, ML). Sincron cu impulsul IS3 (impuls întârziat față de IS) are loc deplasarea la dreapta a vechii informații din registrele de deplasare RDS, RDN, RDL și introducerea informației referitoare la acest prim interval în registre pe poziția cea mai puțin semnificativă. Totodată, sincron cu apariția fiecărui impuls IS se generează cele 2 intervale : scurt și lung. În felul acesta se pregătește operația pentru a se lua decizia asupra următorului interval. În continuare operațiile se execută ca mai sus pînă în momentul apariției a 4 complexe QRS (acest lucru este sesizat de către numărătorul binar cu 4 ranguri N4). Rezultă, că pe durata unui ciclu de 4 intervale RR timpul cît durează intervalele lungi și scurte este același (intervalul etalon memorat în RTRE a rămas același). Conform principiului de funcționare descris mai sus rezultă că informația referitoare la primul interval apărut în faza de analiză este conținută în rangul cel mai semnificativ a registrelor de deplasare RDS, RDN, RDL, respectiv pentru al patrulea interval în rangul cel mai puțin semnificativ. Trebuie precizat faptul că pe durata acestui ciclu de 4 intervale în numărătorii NIB se acumulează o nouă informație (media aritmetică a ultimelor 4 intervale Rk).

La sfîrșitul acestui ciclu prin circuitele de comandă CC se cercetează dacă cele patru intervale sînt normale sau nu. In caz că sînt normale circuitele CC permit transferul și memorarea informației din NIB în RTRE. In felul acesta noul interval etalon pentru următorul ciclu de 4 intervale este reactualizat. In cazul în care cele 4 intervale nu sînt normale informația din registrul tampon RTRE nu se modifică. Aceasta constituie elementul etalon pentru următoarele 4 intervale din ciclul următor. Deci în intervalul etalon nu intervin intervalele corespunzătoare bătăilor anormale.

Din cele prezentate mai sus rezultă că intervalul etalon se corectează tot timpul în faza de analiză propriuzisă urmărind variațiile lente și normale ale frecvenței inimii.

In faza de analiză propriuzisă, după fiecare ciclu de 4 intervale se examinează informația din registrele de deplasare RDS, RDN și RDL în vederea identificării și clasificării apariției unor eventuale aritmii. Decelarea și diferențierea extrasistolelor se face conform relațiilor 6.2 Ya 6.5 printr-o logică combinațională.

Apariția uneia din cele 4 tipuri de extrasistole este numărată și acumulată în numărătorul corespunzător. Sînt realizate 4 numărătoare zecimale corespunzător celor 4 tipuri de extrasistole. Fiecare numărător are 3 ranguri zecimale. Conținutul acestor numărătoare este afișat pe panoul frontal al aparatului. După dorințe, se poate urmări un singur tip de extrasistole sau toate. Pentru ultimul caz s-a utilizat tehnica afișării multiplexate (conținutul fiecărui numărător este afișat timp de 15 secunde).

Prin urmărirea simultană a cronometrului și a afișajului pentru extrasistole medicul poate să vadă cîte extrasistole apar pe minut.

In cazul cînd oricare din numărătoare este plin (au apărut 999 de extrasistole de același tip) se inhibă avansul cronometrului și a celor 4 numărătoare. Această facilitate s-a prevăzut pentru subiecții, cu foarte multe extrasistole, subiecți care nu pot fi supravegheați tot timpul de personalul medical. Prin acest procedeu nu se distruge informația din timpul monitorizării.

În vederea creșterii preciziei monitorului, generatorul de tacte s-a realizat cu un oscilator pilot cu cristal de cuarț de 2,4 MHz. Pentru obținerea impulsurilor de diferite frecvențe s-au realizat diverse divizări utilizând circuite integrate TTL.

6.3.3. Rezultate experimentale

Monitorul conceput și realizat de autor a fost testat în Laboratorul de Explorări Funcționale Cardio-vasculare și în Clinica Medicală II a Spitalului Clinic Nr.2, condusă de prof.dr.Luca Stanciu și de dr.Ioan Branea. Testările s-au făcut pe următorii bolnavi :

A.I., 55 ani - Dgs.: Infarct miocardic acut anterior cu extrasistole ventriculare izolate . S-a monitorizat bolnava timp de 12 ore. La sfârșitul monitorizării s-au decelat 12 extrasistole cu pauză compensatorie, 14 extrasistole bigeminate și trigeminate, și 6 salve de extrasistole.

Bolnava I.M., 38 ani - Dgs.: Reumatism cardio-articular cu bloc A-V de gradul I, monitorizată timp de 6 ore în clinică cu monitorul de ritm a înregistrat 7 extrasistole bigeminate și o salvă de extrasistole.

Bolnava B.A., 41 ani - Dgs.: Miocardopatie cronică congestivă cu extrasistole ventriculare izolate, bloc major de ramură stângă. S-a monitorizat bolnava timp de 4 ore. În urma monitorizării, aparatul a decelat 9 salve de extrasistole și 18 extrasistole cu pauză compensatorie.

Din testările făcute, rezultă că aparatul permite identificarea și numărarea extrasistolelor atriale și ventriculare, și a salvelor de extrasistole pe o perioadă lungă de timp. Aparatul permite o monitorizare de lungă durată a bolnavilor cardiaci cu tulburări de ritm care nu se pot evidenția la un examen de scurtă durată și în consecință o atitudine terapeutică corectă pentru eliminarea tulburărilor de ritm care constituie una din cauzele importante a morții subite la acești bolnavi.

În concluzie, aparatul este foarte util pentru ur-

mărirea tulburărilor de ritm cardiac și reprezintă un ajutor util și necesar în monitorizarea de lungă durată a bolnavilor cardiaci.

6.4. C o n c l u z i i

Rezultatele obținute, pînă în momentul de față, cu cele două monitoare concepute și realizate de autor confirmă utilitatea și eficiența majoră a acestora în analiza tulburărilor de ritm cardiac.

Din cele prezentate mai sus reiese că :

- Monitorul portabil, primul și unicul construit în țara noastră este foarte util în monitorizarea de lungă durată a subiecților în condiții reale de existență. Informațiile furnizate de acest aparat reflectă foarte bine nivelele activității fizice depuse de subiect și dereglările de ritm cardiac. Interpretarea rezultatelor precum și manipularea aparatului este foarte ușoară, încît însuși subiectul monitorizat poate să execute operațiile necesare ;
- Monitorul pentru analiza automată a aritmiilor, destinat monitorizării la pat a bolnavilor, decelează cele mai importante aritmii tolerate de subiect, aritmii care nu se pot evidenția la un examen de scurtă durată. Prin evidențierea numărului de extrasistole pe minut, medicul poate interveni la timp printr-un tratament adecvat.

Interesul manifestat de medicii cardiologi de la Spitalul Fundeni din București și de la Spitalul Nr.2 din Timișoara față de cele 2 aparate reflectă actualitatea problematicii rezolvate de autor.

CAPITOLUL 7

C O N C L U Z I I

În lucrarea de față a fost abordată o problemă de maximă importanță pentru sistemele de măsurare și prelucrare numerică a electrocardiogramelor, aceea a analizei tulburărilor de ritm cardiac. S-a urmărit, în principal, elaborarea unor metode pentru decelerarea și clasificarea aritmiilor cardiace, precum și realizarea unor monitoare de ritm cardiac.

În tratare s-a insistat în mod deosebit asupra următoarelor probleme: erorile introduse de electrozi și de rețeaua de alimentare în sistemele de măsură a potențialului electric generat de inimă; filtrarea analogică și numerică a electrocardiogramelor; algoritmi pentru analiza automată a tulburărilor de ritm cardiac, echipamente de analiză automată a ritmului cardiac.

Analiza minuțioasă a problemelor menționate mai sus, plecându-se de la stadiul actual cunoscut în literatură, a permis stabilirea unor concluzii și rezultate originale. Principalele contribuții aduse de autor, în această lucrare constau în următoarele :

1. În urma cercetărilor experimentale în măsurarea biopotențialului inimii, cu 3 tipuri de electrozi, autorul ajunge la concluzia că sistemele de culegere a biopotențialelor afectează foarte mult precizia măsurării. Pornind de la această constatare, autorul face un studiu aprofundat al comportării electrice a electrozilor. În urma acestui studiu, autorul stabilește un circuit electric echivalent (fig.1.1.a) care modelează comportarea electrică a electrodului. Circuitul conține două elemente (un condensator și un rezistor) independente de frecvență. La stabilirea acestui circuit echivalent s-a considerat că suprațensiunea datorită transferului de sarcină prin stratul dublu electric (strat format la interfața electrod-electrolit)

are ponderea cea mai mare în supratensiunea totală. Această presupunere este valabilă când densitatea curentului de schimb prin strat este mică. Ținând cont de valoarea redusă a curentului de polarizare a amplificatoarelor operaționale utilizate în preamplificatorul de măsură se justifică presupunerea făcută.

Se arată modul cum influențează supratensiunea datorată procesului de difuzie și polarizarea ohmică asupra comportării electrice a electrodului.

2. Stabilește și tratează erorile introduse de electrozi în sistemul de măsurare. Se arată că aceste erori depind atât de impedanța electrozilor, cât și de deriva și zgomotul acestora. În tratare, s-a insistat în mod deosebit asupra erorilor datorate dezechilibrului inevitabil între impedanțele electrozilor. Datorită acestui dezechilibru se arată că, factorul de rejecție al sistemului de măsurare se reduce considerabil față de factorul de rejecție al amplificatorului (relația 1.19);

3. Sistemătizază problemele specifice ale interferenței tensiunii din rețeaua de alimentare cu semnalul util ECG. Se arată că semnalul de interferență poate fi introdus în sistem prin: inducție electromagnetică; curenți de deplasare în firele de legătură a electrozilor; curenți de deplasare prin corp; interacțiuni cu alte aparate. Pentru fiecare caz se precizează metodele de minimizare a efectelor nedorite ale acestei interferențe.

4. Se analizează influența parametrilor amplificatorului asupra preciziei măsurării. Pe baza acestei analize se fac recomandări privind: valorile minime pentru factorul de rejecție și impedanța de intrare a amplificatorului; lungimea cablurilor sistemului de culegere a biopotențialelor; utilizarea unor circuite electronice suplimentare atunci când se doresc măsurări precise.

Se prezintă o metodă de proiectare a unui amplificator de măsură destinat măsurării biopotențialelor inimii. Amplificatorul realizat (fig. 3.7) are următoarele caracteristici: impedanța de intrare diferențială = $400 \text{ k}\Omega$; impedan-

ța de intrare pe mod comun = $2,5 \text{ M}\Omega$; factorul de rejecție pe mod. comun, la 50 Hz cu o rezistență de dezechilibrare de $5 \text{ k}\Omega = 60 \text{ dB}$; amplificarea diferențială, în banda de frecvență de 0,05 - 100 Hz, de 1280.

5. Studiază tehnica de filtrare numerică atât sub aspect teoretic cât mai ales practic în scopul preprocesării undei ECG. Pentru eliminarea zgomotului generat de tremurul mușchiului este necesar utilizarea unui filtru adaptat la tremur (filtru a cărui coeficienți se ajustează după un algoritm ce urmărește maximul raportului semnal-zgomot). Datorită faptului că spectrul de frecvență, atât a undei ECG cât și a zgomotului mușchiului miocardic diferă de la subiect la subiect, realizarea unui filtru adaptat la tremur implică cunoașterea anticipată a spectrului undei ECG și a zgomotului.

Autorul elaborează un algoritm și un program FORTRAN de analiză spectrală numerică a undei ECG. Analizorul numeric simulat pe calculatorul FELIX C 256 conține 18 filtre numerice de tipul Butterworth cu 4 poli. Primele 10 filtre au lățimea benzii de 10 Hz, iar următoarele 8 filtre de 50 Hz. Rezultatele analizei spectrale (Anexa 1) arată că cea mai mare cantitate din energia biopotențialului inimii este sub 50 Hz.

6. În vederea prelucrării automate a electrocardiogramelor, autorul studiază metodele de identificare și măsurare a parametrilor caracteristici unui ciclu cardiac. În lucrare se tratează metoda bazată pe găsirea maximului primei derivate numerice. Punctul corespunzător acestui maxim se consideră punct de referință și în raport cu acesta se identifică celelalte componente dintr-un ciclu cardiac. Acest punct corespunde vârfului undei R (spectrul de frecvență al undei R este mult mai mare decât spectrul celorlalte componente din unda ECG).

În scopul urmării în timp a evoluției tulburărilor de ritm cardiac, (prin compararea informațiilor corespunzătoare unei înregistrări cu informațiile corespunzătoare unor înregistrări ulterioare) și a unei analize off-line a

aritmilor, autorul stabilește după o concepție originală, o metodă de stocare a informațiilor. Pentru reducerea capacității memoriei și a timpului necesar analizei automate a aritmilor, informația este memorată în 2 fișiere. În primul fișier se specifică momentul ce marchează începutul și sfârșitul undelor P și al complexelor QRS față de momentul corespunzător începutului înregistrării. În al doilea fișier se specifică tipul fiecărei unde.

7. Elaborează un algoritm pentru analiza automată a tulburărilor de ritm cardiac, algoritm bazat pe analiza morfologică a undei ECG. Identificarea aritmilor se face printr-o ierarhizare a structurii algoritmului. Analiza se face off-line.

Ideea de bază, după care s-a conceput acest algoritm, este aceea de a determina majoritatea complexelor QRS care au aceeași durată, aceeași amplitudine și același interval RR în vederea stabilirii unui ritm de bază. În raport cu acest ritm se decelează aritmiile izolate sau sistematizate. Datele cu care operează acest algoritm sînt furnizate de cele două fișiere prezentate mai sus.

Algoritmul tratat în lucrare, permite identificarea și diferențierea următoarelor tulburări de ritm și conducere: fibrilația atrială; flutterul atrial; tahicardiile paroxiste supraventriculare; extrasistolele atriale și ventriculare sistematizate și nesistematizate; disociația izoritmică; tahicardia ventriculară; blocurile atrioventriculare de gradul I, II și III; blocul sinoatrial; tulburări de ritm neclasificabile (ca de exemplu: boala sinucului atrial).

Valabilitatea algoritmului a reieșit în urma prelucrării a 10 electrocardiograme corespunzătoare derivației standard D₂ cu un program FORTRAN, scris de autor în conformitate cu algoritmul elaborat. Aceste electrocardiograme au fost înregistrate la Clinica ASCAR din Timișoara. Rezultatele analizei automate sînt în concordanță cu ale medicilor cardiologi de la clinica de mai sus.

8. Elaborează un algoritm de identificare a ritmului cardiac de bază prin metode statistice. Algoritmul se

bazează pe utilizarea datelor referitoare la intervalele RR din unda ECG și pe construirea unor modele matematice dinamice care să descrie comportarea secvențială a intervalor diferitelor aritmii care persistă pe o durată de cel puțin 4 bătăi. Analiza se face în timp real.

Deoarece modelele descrise (relațiile: 5.3-5.8) sînt sisteme liniare și avînd o secvență de intervale RR observate se utilizează metoda ipotezelor multiple. Această metodă constă dintr-un set de filtre Kalman (un filtru pentru fiecare model) în calculul probabilităților a posteriori corespunzătoare fiecărui model. Calculul are la bază analiza rezidualilor filtrelor Kalman.

În urmă unor teste cu diferite date de intrare s-a ajuns la concluzia că pentru recunoașterea trecerilor bruște de la un ritm la alt ritm și pentru diferențierea ritmurilor modelate de clasa I față de cele din clasa III și IV este necesar să se implementeze anumite teste de verificare a ipotezelor făcute. Aceste precizări sînt tratate în paragraful 5.4.4.

În conformitate cu algoritmul elaborat s-a scris un program FORTRAN (Anexa 3) și s-au făcut 11 teste pentru 5 categorii de ritm (Tabelul 5.1). Rezultatele experimentale obținute (Anexa 3) arată că algoritmul este capabil să identifice trecerile bruște de la un ritm la altul și să estimeze corect ritmurile cardiace.

9. Studiază, proiectează și realizează un monitor portabil pentru analiza automată a ritmului cardiac. Acest monitor, primul și unicul construit în țara noastră în anul 1977, este foarte util în monitorizarea de lungă durată a subiecților în condiții reale de existență. Informațiile furnizate de acest aparat (secția pilot OMS de cardiologie din cadrul spitalului Fundeni din București este beneficiarul acestui sistem) reflectă foarte bine nivelele activității fizice depuse de subiect și dereglările de ritm cardiac (paragraful 6.2.3). Sistemul de concepție originală, permite ca interpretarea rezultatelor precum și manipularea

acestui să se facă ușor încât însuși subiectul monitorizat poate să execute operațiile necesare.

Sistemul este format din două unități: o unitate portabilă și una staționară. În unitatea portabilă se face o clasificare a ritmului cardiac în 8 clase și se contabilizează de câte ori se repetă fiecare clasă. Alimentarea circuitelor electronice ale acestei unități este realizată cu 4 baterii de 1,5 V. Consumul este de 30 μ A. Întregul ansamblu este introdus într-o cutie paralelipipedică cu dimensiunile de 115 x 70 x 38 mm. Greutatea este de 250 grame. Caracteristicile menționate mai sus justifică caracterul portabil al acestei unități. Unitatea staționară are scopul de a extrage informațiile memorate în unitatea portabilă și de a le afișa. Cu aceste informații se pot construi histogramme prin care se arată distribuția frecvenței cardiace.

10. Studiază, proiectează și realizează un monitor pentru analiza automată a aritmiilor. Acesta este destinat monitorizării la pat a bolnavilor. Monitorul, tratat în lucrare, decelează cele mai importante aritmii tolerate de subiect, aritmii care nu se pot evidenția la un examen de scurtă durată. Prin evidențierea numărului de extrasistole pe minut (extrasistolele cu pauză compensatorie, extrasistolele bigeminate, extrasistolele trigeminate, salvele de bătăi) medicul poate interveni la timp printr-un tratament adecvat.

Principalele contribuții originale rezultate în urma cercetării efectuate de autor în direcția realizării acestui monitor sînt :

- stabilirea unei metode de identificare și clasificare a extrasistolelor cu pauză compensatorie, bigeminate, trigeminate și a salvelor de bătăi (relațiile 6.2-6.5);
- conceperea, proiectarea și realizarea configurației monitorului ;
- elaborarea, proiectarea și realizarea modului de prelucrare analogică a unei EEG și a modului de vedere a furnizării unui impuls standard TTL sincron cu complexul QRS sau cu pulsul:

- elaborarea, proiectarea și realizarea modului de identificare și clasificare a extrasistolelor specificate mai sus .

Din testările făcute în cadrul Laboratorului de Explorări Funcționale Cardio-vasculare și în Clinica Medicală II a Spitalului Clinic Nr.2 din Timișoara, rezultă că aparatul realizat de autor este foarte util pentru urmărirea tulburărilor de ritm cardiac și reprezintă un ajutor util și necesar în monitorizarea de lungă durată a bolnavilor cardiaci.

x

x

x

Drept încheiere la prezenta lucrare vom sublinia faptul că rezultatele originale menționate, vor servi la aprofundarea și lărgirea cercetărilor privind elaborarea, în cadrul catedrei de Electronică și Măsură, de la Institutul politehnic Timișoara, de aparatură de măsurat și prelucrat biopotențiale.

În teză s-a insistat în mod deosebit asupra erorilor introduse de sistemul de culegere a biopotențialelor și a rețelei de alimentare, a algoritmilor pentru analiza automată a tulburărilor de ritm cardiac și a monitoarelor de ritm cardiac. Motivația unui asemenea punct de vedere o constituie faptul că scopul final al cercetării, al cărui punct de plecare îl constituie lucrarea de față, este de a elabora sisteme de prelucrare automată a electrocardiogramelor.

A N E X A 1

PROGRAM FORTRAN PENTRU ANALIZA SPECTRALA NUMERICA A UNDEI ECG

```

1  UMPLEY 4(2), 5(2), 6(2), 7(2), 8(2), 9(2), 10(2), 11(2), 12(2), 13(2), 14(2), 15(2), 16(2), 17(2), 18(2), 19(2), 20(2), 21(2), 22(2), 23(2), 24(2), 25(2), 26(2), 27(2), 28(2), 29(2), 30(2), 31(2), 32(2), 33(2), 34(2), 35(2), 36(2), 37(2), 38(2), 39(2), 40(2), 41(2), 42(2), 43(2), 44(2), 45(2), 46(2), 47(2), 48(2), 49(2), 50(2), 51(2), 52(2), 53(2), 54(2), 55(2), 56(2), 57(2), 58(2), 59(2), 60(2), 61(2), 62(2), 63(2), 64(2), 65(2), 66(2), 67(2), 68(2), 69(2), 70(2), 71(2), 72(2), 73(2), 74(2), 75(2), 76(2), 77(2), 78(2), 79(2), 80(2), 81(2), 82(2), 83(2), 84(2), 85(2), 86(2), 87(2), 88(2), 89(2), 90(2), 91(2), 92(2), 93(2), 94(2), 95(2), 96(2), 97(2), 98(2), 99(2), 100(2)
2  DIMENSION VA(100), K(100), R(100), S(100), B(100), BS(100),
3  -B(100), BU(100)
4  I=1, 100
5  PI=3.1415926
6  PCIPR=PI*2.
7  FANDR=PI*U.
8  BANDR=PI*U.
9  BANDR=PI*U.
10  BANDR=PI*U.
11  BANDR=PI*U.
12  BANDR=PI*U.
13  BANDR=PI*U.
14  BANDR=PI*U.
15  BANDR=PI*U.
16  BANDR=PI*U.
17  BANDR=PI*U.
18  BANDR=PI*U.
19  BANDR=PI*U.
20  BANDR=PI*U.
21  BANDR=PI*U.
22  BANDR=PI*U.
23  BANDR=PI*U.
24  BANDR=PI*U.
25  BANDR=PI*U.
26  BANDR=PI*U.
27  BANDR=PI*U.
28  BANDR=PI*U.
29  BANDR=PI*U.
30  BANDR=PI*U.
31  BANDR=PI*U.
32  BANDR=PI*U.
33  BANDR=PI*U.
34  BANDR=PI*U.
35  BANDR=PI*U.
36  BANDR=PI*U.
37  BANDR=PI*U.
38  BANDR=PI*U.
39  BANDR=PI*U.
40  BANDR=PI*U.
41  BANDR=PI*U.
42  BANDR=PI*U.
43  BANDR=PI*U.
44  BANDR=PI*U.
45  BANDR=PI*U.
46  BANDR=PI*U.
47  BANDR=PI*U.
48  BANDR=PI*U.
49  BANDR=PI*U.
50  BANDR=PI*U.
51  BANDR=PI*U.
52  BANDR=PI*U.
53  BANDR=PI*U.
54  BANDR=PI*U.
55  BANDR=PI*U.
56  BANDR=PI*U.
57  BANDR=PI*U.
58  BANDR=PI*U.
59  BANDR=PI*U.
60  BANDR=PI*U.
61  BANDR=PI*U.
62  BANDR=PI*U.
63  BANDR=PI*U.
64  BANDR=PI*U.
65  BANDR=PI*U.
66  BANDR=PI*U.
67  BANDR=PI*U.
68  BANDR=PI*U.
69  BANDR=PI*U.
70  BANDR=PI*U.
71  BANDR=PI*U.
72  BANDR=PI*U.
73  BANDR=PI*U.
74  BANDR=PI*U.
75  BANDR=PI*U.
76  BANDR=PI*U.
77  BANDR=PI*U.
78  BANDR=PI*U.
79  BANDR=PI*U.
80  BANDR=PI*U.
81  BANDR=PI*U.
82  BANDR=PI*U.
83  BANDR=PI*U.
84  BANDR=PI*U.
85  BANDR=PI*U.
86  BANDR=PI*U.
87  BANDR=PI*U.
88  BANDR=PI*U.
89  BANDR=PI*U.
90  BANDR=PI*U.
91  BANDR=PI*U.
92  BANDR=PI*U.
93  BANDR=PI*U.
94  BANDR=PI*U.
95  BANDR=PI*U.
96  BANDR=PI*U.
97  BANDR=PI*U.
98  BANDR=PI*U.
99  BANDR=PI*U.
100 BANDR=PI*U.

```


COEFFICIENTI FILTRAZIONE UTILIZATE IN ANALIZA SPECTRALA
SINT UTILIZATE TRIFILTRE

NK. FILTRULUI	A1	A2	A3	A4
1	5190877679	514070278	5190877679	549061735
2	446269558	447217068	444644125	443330847
3	444412088	447154075	444441253	443564756
4	444431088	444401282	444443109	442159795
5	444431088	444431088	444443109	440927959
6	444431088	444431088	444443109	440927959
7	444431088	444431088	444443109	440927959
8	444431088	444431088	444443109	440927959
9	444431088	444431088	444443109	440927959
10	444431088	444431088	444443109	440927959
11	223397782	226105524	223397782	337234828
12	223397782	226105524	223397782	337234828
13	223397782	226105524	223397782	337234828
14	223397782	226105524	223397782	337234828
15	223397782	226105524	223397782	337234828
16	223397782	226105524	223397782	337234828
17	223397782	226105524	223397782	337234828
18	223397782	226105524	223397782	337234828

NK. FILTRULUI	B1	B2	B3	B4
1	809091060	809091060	809091060	955654226
2	809091060	809091060	809091060	955654226
3	809091060	809091060	809091060	955654226
4	809091060	809091060	809091060	955654226
5	809091060	809091060	809091060	955654226
6	809091060	809091060	809091060	955654226
7	809091060	809091060	809091060	955654226
8	809091060	809091060	809091060	955654226
9	809091060	809091060	809091060	955654226
10	809091060	809091060	809091060	955654226
11	809091060	809091060	809091060	955654226
12	809091060	809091060	809091060	955654226
13	809091060	809091060	809091060	955654226
14	809091060	809091060	809091060	955654226
15	809091060	809091060	809091060	955654226
16	809091060	809091060	809091060	955654226
17	809091060	809091060	809091060	955654226
18	809091060	809091060	809091060	955654226

UUU4 UD19UCU4 AH = PMUV PR = UUU3 VAIK = U4/05/87
M.DEB = 134 15M 20S H.FIU = 134 15M 20S TIME = 0700170
LGP = U0036 MEM = UU074 LD = 0001U4 IN = 00001 OHT = U0006
PR = U1 CP = U1

ANALIZA SPECIHALA ECU CU FALIRE CU 4 POLI

NR DE ESANTIONARE PRELUCRATE (NESANT) :
 PERIOADA DE ESANTIONARE (PESANT) :
 FRECVENIA DE ESANTIONARE (FESANT) :
 NUMARUL TUTAI DE FALIRE (NTF) :
 NUMARUL DE ESANTIONARE (NES) :
 LATIMEA BENZI FALIRE (LAF) :
 LATIMEA BENZI FALIRE (LAF) :

1188 ESANI SEC
 1100 ESANI SEC
 1100 DE FALIRE
 118 PUNCI/LIN
 10.00 HZ.
 50.00 HZ.

REZULTATELE ANALIZEI SPECTRALE
 FILTRU FRECVENIA 10 36 54 72 90 108 120 144 162 180 198

FILTRU	FRECVENIA	10	36	54	72	90	108	120	144	162	180	198
18	465.0000	0	1	3	3	3	4	4	4	2	2	4
17	465.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	365.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
15	265.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
14	265.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
11	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	165.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

REZULTATELE ANALIZEI SPECTRALE
 FILTRU FRECVENIA 210 234 252 270 288 306 324 342 360 378 396

FILTRU	FRECVENIA	210	234	252	270	288	306	324	342	360	378	396
18	465.0000	304	303	501	301	501	500	500	500	500	500	500
17	465.0000	469	479	479	479	479	479	479	479	479	479	479
16	365.0000	1029	1059	1059	1059	1059	1059	1059	1059	1059	1059	1059
15	265.0000	6045	2040	1040	1040	1040	1040	1040	1040	1040	1040	1040
14	265.0000	1217	1221	1221	1221	1221	1221	1221	1221	1221	1221	1221
13	165.0000	3008	1064	1064	1064	1064	1064	1064	1064	1064	1064	1064
12	165.0000	10118	18110	18110	18110	18110	18110	18110	18110	18110	18110	18110
11	165.0000	136339	137484	137484	137484	137484	137484	137484	137484	137484	137484	137484
10	165.0000	2195	18720	18720	18720	18720	18720	18720	18720	18720	18720	18720
9	165.0000	85.0000	44257	44257	44257	44257	44257	44257	44257	44257	44257	44257
8	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
7	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
6	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
5	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
4	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
3	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
2	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804
1	165.0000	150804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804	130804

REZULTATELE ANALIZEI SPECTRALE
 FILTRU FRECVENIA 414 432 450 468 486 504 522 540 558 576 594

FILTRU	FRECVENIA	414	432	450	468	486	504	522	540	558	576	594
18	465.0000	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17	465.0000	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	365.0000	365	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
15	265.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
14	265.0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	165.0000	18	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
11	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	165.0000	136	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

---REZULTATELE ANĂLIZEI SPECTRALE

FILTRU	FRECVENȚA	612	630	648	666	684	702	720	738	756	774	792
18	445.0000	7	5	5	4	4	4	4	4	4	4	4
17	365.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
16	325.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
15	285.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
14	245.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
13	205.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
12	165.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
11	125.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
10	85.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
9	45.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
8	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
7	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
5	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
4	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
3	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
2	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1	5.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

FILTRU	FRECVENȚA	810	828	846	864	882	900	918	936	954	972	990
18	445.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
17	425.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
16	405.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
15	385.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
14	365.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
13	345.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
12	325.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
11	305.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
10	285.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
9	265.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
8	245.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
7	225.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6	205.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
5	185.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
4	165.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
3	145.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
2	125.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1	105.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

FILTRU	FRECVENȚA	1000	1026	1044	1062	1080	1098	1116	1134	1152	1170	1188
18	445.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
17	425.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
16	405.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
15	385.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
14	365.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
13	345.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
12	325.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
11	305.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
10	285.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
9	265.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
8	245.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
7	225.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
6	205.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
5	185.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
4	165.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
3	145.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
2	125.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
1	105.0000	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

CENTRUL DE CALVU ALA.P.T. :
 COOR. CD19ANSP AN = PMOU
 H. DEB = 14H 14M 07S UVO
 LCP = U0065 MEM = UVO
 PR = V1
 SISTEM FELIA U-450 = 48/02/81-U2Y
 PH = U005 DATE TIME = 00001712
 LN = 000144 IN = 00076 OIT = U000H
 COUR = 000

PROGRAM FORTRAN PENTRU ANALIZA AUTOMATA A CHILIBRATIILOR
DE RITM CARDIAC PRIN ANAZIZA MORFOLOGICA A UNDEI
ECG

```

1 DIMENSION ALFA(20)
2 DIMENSION TARP(100)
3 DIMENSION TITIP(100), DELTAT(100), RR(100), ITIPR(100), PP(100), DEVPR(100),
4 TABR(100), DEVR(100), TABR2(100), DEVR2(100), TABFR(100), DEVFR(100),
5 TABR3(100), DEVR3(100), PRDO(100)
6 INTIGR UNDK(100), CTARR(100), CIARR(100), ORDORDU(100),
7 CTARRP(100), TESTP, CLPRMAX, CIDT, CID2, CL1MAX, CL2MAX,
8 CTARRP(100)
9 ILEO=2
10 KEAD(100,10) ALFA
11 FORMAT(20A4)
12 KEAD(100,4) N
13 FORMAT(12)
14 KEAD(100,7) AVT, DDT, AQZ, DV2, AP1, DP1, AP2, DP2, AP3, DP3, AP4, DP4
15 FORMAT(12F6.3)
16 KEAD(100,2) (ITIP(I), I=1, N)
17 FORMAT(10I6)
18 KEAD(100,5) (DELTAT(I), I=1, N)
19 FORMAT(10F8.0)
20 I=1
21 NPE=0
22 NKF=0
23 J=1
24 K=1
25 IF (ITIP(J) .EQ. 0) GO TO 100
26 IF (ITIP(J) .LE. 4) GO TO 105
27 TITIPR(J)=ITIP(J)
28 URDP(J)=1
29 J=J+1
30 IF (NKF .EQ. 0) GO TO 110
31 KR(J)=DELTAT(I)-AUX1
32 AUX1=DELTAT(I)
33 GO TO 115
34 AUX1=DELTAT(I)
35 AUX2=DELTAT(I-1)
36 NPE=NPE+1
37 GO TO 115
38 IF (NPE .EQ. 1) GO TO 115
39 NPE=NPE+1
40 KR(J)=DELTAT(I)-AUX2
41 AUX2=DELTAT(I)
42 NKF=NKF+1
43 GO TO 100
44 I=I+1
45 I=I+1
46 CALL MAXMIN (CR, PR, RRMIN, IRMAX, IRRMED)
47
48 CALL MAXMIN (PP, DP, PPMIN, IPPMAX, IPPMED)
49 CALL TESTP (CR, PR, TESTP, PRKR, DEVDP)
50 GO TO 100
51 STOP
52 END

```



```

54 DEVR2(J)=0
55 MET
56 JET
57 UO 400 L=2, NR
58 X=KR(K-1)
59 AEX-X+TOL
60 BEX+X+TOL
61 IF(IITPK(I).EQ.IITPR(I-1)) GO TO 410
62 IABR2(M)=X
63 UO 405 L=2, NR
64 Z=KPS(I-1)
65 IF(IITPK(L).EQ.IITPR(L-1)) GO TO 405
66 IF(LT.A.ONTAK.Z.GT.F) GO TO 405
67 CTABR2(M)=CTABR2(M)+1
68 DEVR2(M)=DEVR2(M)+ABS(Z-X)
69 CONTINUE
70 MEM+1
71 GO TO 400
72 IABR1(J)=X
73 UO 405 L=2, NR
74 Y=KR(K-1)
75 IF(IITPK(K).NE.IITPR(K-1)) GO TO 415
76 IF(Y.IT.A.OTABR1(J)) GO TO 415
77 CTABR1(J)=CTABR1(J)+1
78 DEVR1(J)=DEVR1(J)+ABS(Y-X)
79 CONTINUE
80 J=J+1
81 CONTINUE
82 CALL HTS IKR (NR, TABR1, CTABR1, DEVR1, UL1MAX, RR1REP, DEVKR1, CLD1)
83 IF(CLD1.NE.U) GO TO 500
84 CALL HTS IKR (NR, TABR2, CTABR2, DEVR2, UL2MAX, RR2REP, DEVKR2, CLD2)
85 STABR I, KEA, RELATIFI PR, DOMINANT
86 IF(CLD2.NE.U) GO TO 505
87 CLD=U
88 GO TO 1000
89 KRUDM=DMTREP
90 DEVRDQ=DEVRRT
91 ACECL+MAX
92 GO TO 510
93 KRUDM=DMK2REP
94 DEVRDQ=DEVRRC
95
96 I=CL1MAX
97 UO 515 J=1, NR
98 DEVRDQ(J)=U
99 A=KRDDQ+TOL*KRDDQ
100 B=KRDDQ+TOL*KRDDQ
101 JET
102 LET
103 N=NR
104 NP1=U
105 NP2=U
106 NP3=U
107 NP4=U

```



```

1  SUBROUTINE MAADIN (N, RK, U, IKMIN, V, IKMAX, Z)
2  DIMENSION RK(100)
3  U=KR(1)
4  J=1
5  IKMIN=1
6  DO 205 I=2, J
7  IF(U, IF, KR(I)) GO TO 205
8  U=KR(I)
9  ICONT=I
10 CONTINUE
11 V=KR(1)
12 IKMAX=1
13 DO 210 I=2, J
14 IF(V, GF, KR(I)) GO TO 210
15 V=KR(I)
16 IKMAX=I
17 CONTINUE
18 Y=U
19 DO 215 I=1, J
20 Y=Y+KR(I)
21 Z=Y/J
22 RETURN
23 END

```

```

1  SUBROUTINE HIKRCN, TAB, IUTAB, DEY, NLMAX, KRREF, DVK, ICLD)
2  DIMENSION TAB(100), TCTAB(100), DEY(100)
3  LEN=1
4  NLMAX=IUTAB(1)
5  J=1
6  DO 480 I=2, L
7  IF(NLMAX, GF, IUTAB(I)) GO TO 480
8  NLMAX=IUTAB(I)
9  J=I
10 CONTINUE
11 KPR=DEY(J)/IUTAB(J)
12 DVK=DEY(V)/IUTAB(V)
13 IF(NLMAX, EC, (N-1)) GO TO 481
14 IF(NLMAX, GF, 0.0*(N-3)) GO TO 485
15 ICLD=0
16 GO TO 487
17 ICLD=1
18 GO TO 480
19 ICLD=2
20 RETURN
21 END

```

```

1 SUBPROGRAMA PENTRU TEDIAREA UNDELOR P SI A INTERVALELOR PR
2 SUBROUTINE IESTUP (N,T,M,Y,IIES,MPK,DEV)
3 DIMENSION PP(100),TARP(100),CTABP(100),DEV(100)
4 DO 300 J=1,N
5   DEVP(J)=0
6   CTARP(J)=0
7   J=1
8   DO 370 I=2,N
9     K=PP(I-1)
10    A=X-X+T
11    B=X+K+T
12    TARP(I)=A
13    Y=PP(I)
14

```

```

15 IF(Y-I,T,A-OK,Y,GT,B) GO TO 320
16 CTARP(J)=CTARP(J)+1
17 DEVP(J)=DEV(CTARP(J))+ARS(X-X)
18 GOTO 310
19 GONTINUE
20 J=J+1
21 K=N-1
22 LLPMAX=CTARP(1)
23 DO 390 I=2,N
24   IF(OLPMAX,GE,CTABP(I)) GO TO 350
25   OLPMAX=CTABP(I)
26   J=I
27 GONTINUE
28 OLPMAX/K
29 IF(CTU,GT,7) GO TO 325
30 ITES=1
31 MPK=PP(J)
32 DEV=DEV(CTARP(J))/CTARP(J)
33 GO TO 355
34 ITES=0
35 RETURN
36 END

```



```

625 WRITE(100,666)
626 FORMAT(3X,'FLUTTER ATRIAL')
627 1FBLANK=1
628 GO TO 677
629 IF(FV:LT:100) GO TO 652
630 IF(FV:LT:100) GO TO 654
631 WRITE(100,626)
632 FORMAT(3X,'TAMICARDIE PAKUXISTA NUDALA + ')
633 GO TO 677
634 WRITE(100,623)
635 FORMAT(3X,'RITM NODAL + ')
636 GO TO 677
637 WRITE(100,625)
638 FORMAT(3X,'TAMICARDIE NUDALA + ')
639 GO TO 677
640 IF(IAMP:EQ:1.AND:PR:GT:120) GO TO 600
641 GO TO 651
642 IF(ESTP:EQ:1) GO TO 600
643 IF(UM:GE:N) GO TO 666
644 GO TO 677
645 WRITE(100,607)
646 FORMAT(3X,'FIBRILATIE ATRIALA')
647 GO TO 677
648 PA=1000*00./MPK
649 WRITE(100,615) FA
650 FORMAT(3X,'PRECVENITA ATRIALA FA=.FIV,3)
651 IF(DPB:LT:200) GO TO 625
652 IF(DPB:EQ:PR*P/2) GO TO 700
653 IF(DVP:LT:80) GO TO 710
654 IF(DVP:LT:RKH:TOL) GO TO 711
655 WRITE(100,705)
656 FORMAT(3X,'APITMIE SINUSALA PRONUNTATA CU')
657 GO TO 715
658 WRITE(100,712)
659 FORMAT(3X,'RITM SINUSAL NORMAL CU')
660 GO TO 715
661 WRITE(100,713)
662 FORMAT(3X,'APITMIE SINUSALA CU')
663 IF(DPB:LT:40) GO TO 716
664 IF(DPB:GE:40) GO TO 718
665 IF(FV:LT:100) AND:AND:FV:LT:150) GO TO 720
666 IF(FV:LT:150) AND:AND:FV:LT:200) GO TO 722
667 WRITE(100,722)
668 FORMAT(3X,'TAMICARDIE SUPRAVENTRICULARA CU FV=.Fo,2 : + ')
669 GO TO 677
670 WRITE(100,723)
671 FORMAT(3X,'')
672 GO TO 677

```



```

95 725 FOKMA-(DX) IAMICARDIE SINUSALA PRONUNTATA CU FV=F6.1.' + ')
96 90 TO 4YY
97 722 WRATEC(100.763) FV
98 723 FOKMAT-(DX) TAHICARDIE SINUSALA CU FV=F6.2.' + ')
99 90 TO 4YY
100 720 WRATE(100.761) FV
101 721 FOKMAT-(DX) RITM NORMAL CU FV=F6.2.' + ')
102 90 TO 4YY
103 718 WRATE(100.719) FV
104 719 FOKMAT-(DX) BRADICARDIE SINUSALA CU FV=F6.2.' + ')
105 90 TO 4YY
106 716 WRATE(100.717) FV
107 717 FOKMAT-(DX) BRADICARDIE SINUSALA SEVEKA CU FV=F6.2.' + ')
108 90 TO 4YY
109 700 WRATE(100.701) FA.FV
110 701 FOKMAT-(DX) RITM DOMINANT CU BL00 2:1 FA=F6.2.' FV=F6.2.' + ')
111 699 KETURI
112 END

```

```

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30
SUBROUTINE VESUPEN,RR,ITIP,IUKU,KKU,NBA,NBS,NBV,NBLSA,NCV)
DIMENSION RR(100),ITIP(100),IORD(100)
NBAS=0
NBSE=0
NBVS=0
NBLSA=0
NCV=0
AKRRD=0.2*RRD
B=KRRD+0.2*RRD
JEN=1
DO 1550 I=1,J
IF (PR(I).GE.A.AND. RR(I).LE.B) GO TO 1550
K=10*(I+1)
IF (PR(K).LT.A) GO TO 1501
IF (IY-PR(K)-1).LE.4) GO TO 1502
NCV=PRV+1
GO TO 1550
NBLSA=NBLSA+1
GO TO 1550
IF (PR(I)-1).EQ.KKU) GO TO 1550
IF (IY-PR(K)-1).LE.4 GO TO 1504
IF (IY-PR(K).EQ.5) GO TO 1506
NBVS=NBVS+1
GO TO 1550
NBSE=NBSE+1
NBAS=NBAS+1
GO TO 1550
KST=KST+1
END

```

```

1  SUBROUTINE SALVE(M,RR,IS)
2  DIMENSION RK(100)
3  J=1
4  ISE=0
5  NS=0
6  DO 1000 I=1,J
7  A=KR(I)*U,2*PK(I)
8  B=KR(I)+V,2*PK(I)
9  IF(CPR(I+1).GT.A.AMD.RR(I+1),LE,B) GO TO 1607
10 NS=I
11 U=U+1000
12 NS=NS+1
13 IF(NS.LE.5) GO TO 1600
14 ISE=1
15 CONTINUE
16 RETURN
17 END

```

1607
1600

VDIYHRC 28/02/81 14.16.17

1600

```

1  SUBROUTINE WENCK(N,RR,IORDK,ITIPK,DELTA,ITIP,IWEN)
2  DIMENSION RK(100),IORDR(100),ITIPR(100),DELTA(100),ITIP(100)
3  IWEN=0
4  LEN=2
5  DO 1050 I=2,N
6  IF(RR(I-1).GT.6*RR(I))GO TO 1050
7  IF(ITIP(I-1).EQ.6.OR.ITIPR(I).EQ.0,UR.ITIPR(I+1),EQ.6) GO TO 1050
8  J=IORDR(I)
9  IF(ITIP(I-1).GT.4) GO TO 1050
10 PR2=DELTA(J)-DELTA(J-1)
11 K=U
12 J=J+1
13 IF(J.EQ.IORDR(I+1)) GO TO 1005
14 K=K+1
15 U=U+1000
16 IF(K.LT.2) GO TO 1050
17 J=IORDR(I+2)
18 IF(JYTD(J-1).GT.4) GO TO 1050
19 PR2=DELTA(J)-DELTA(J-1)
20 IF(CPR(I+1).GT.6*PK(I)) GO TO 1050
21 ISENT=I+1
22 CONTINUE
23 RETURN
24 END

```

1002
1005
1050

```

1  SUBROUTINE BIGTRIG6 (N,KK,IBIG,IRG)
2  DIMENSION RK(100)
3  NB1=0
4  NB2=0
5  K=(N-1)/2
6
7  DO 1100 I=2,K*2
8  IF ( (RR(I)+200.0).LT.RR(I-1) ) GO TO 1101
9  GO TO 1110
10 NB1=NR1+1
11 GO TO 1110
12 NB2=NR2+1
13 CONTINUE
14 IF (NB1.EQ.K,OR,NB2.EQ.K) GO TO 1105
15 IBIG=0
16 GO TO 1120
17 IBIG#1
18 WRITE(100,1125)
19 FORMAT(5X,'WITH BIGEMINAT')
20 GO TO 1140
21 IT1=0
22 IT2=0
23 IT3=0
24 K=(N-2)/2
25 DO 1130 I=3,K*3
26 IF ( (RR(I)+200.0).LT.RR(I-1) ) GO TO 1131
27 IF ( (RR(I)).EQ.RR(I-1) ) GO TO 1135
28 IF ( (RR(I)).GT.(RR(I-1)+200.0) ) GO TO 1135
29 GO TO 1130
30 IF ( (RR(I-1)).EQ.RR(I-2) ) GO TO 1132
31 GO TO 1130
32 IT1=IT1+1
33 GO TO 1130
34 IF ( (RR(I-1)).GT.(RR(I-2)+200.0) ) GO TO 1134
35 GO TO 1130
36 IT2=IT2+1
37 GO TO 1130
38 IF ( (RR(I-1)+200.0).LT.RR(I-2) ) GO TO 1136
39 GO TO 1130
40 IT3=IT3+1
41 CONTINUE
42 IF (IT1.EQ.K,OR,IT2.EQ.K,OR,IT3.EQ.K) GO TO 1137
43 ITKG=0
44 GO TO 1140
45 ITKG#1
46 WRITE(100,1130)
47 FORMAT(5X,'WITH TRIGEMINAT')
48 RETURN

```

JOB CUTYPIKC, AN: FMV0, PN: VUTYPIKC
PEICH LN: 74
KUN
STAKIED

0 *PACIENT: HADEU PLUKIAM VIKSTA: 57 ANI DATA: 23 UCTOMBRIE 1979
72
71.429
FRECVENTA ATRIALA FA= 74.427
RITM SINDAL NORMAL CU
RITM NORMAL CU FV= 71.43 +
OBATAI PREMATURE AKTIALE
OBATAI PREMATURE SUPKAVENIKULAKE
OBATAI PREMATURE VENTRICULAKE

OBLOCURI SA
OCUNDUCEKE VENTRICULARA ABEKANTA

SIUP

JOB CUTYPIKC, AN: FMV0, PN: VUTYPIKC
PEICH LN: 74
KUN
STAKIED

0 *PACIENT: BAKNA ULAKA VIKSTA: 68 ANI DATA: 20 NOIEMBRIE 1979
737.143
FV= 737.143
FIBRILATIE ATRIALA
OBATAI PREMATURE AKTIALE
OBATAI PREMATURE SUPKAVENIKULAKE
OBATAI PREMATURE VENTRICULAKE
OBLOCURI SA
OCUNDUCEKE VENTRICULARA ABEKANTA

SIUP


```

41 CALL PASUL 4 (1, A3, P2)
42 CALL PASUL 4 (2, A3, P3)
43 CALL PASUL 4 (3, A4, P4)
44 CALL PASUL 5 (1, Y(K), F1, X1, C1, M1, RM1, G1)
45 CALL PASUL 5 (2, Y(K), P2, X2, C2, R2, PMS, G2)
46 CALL PASUL 5 (3, Y(K), F3, X3, C3, R3, RM3, G3)
47 CALL PASUL 5 (4, Y(K), P4, X4, C4, R4, RM4, G4)
48 N1=N1+1
49 CALL COR 1 (N1, P, PR3, X3)
50 CALL COR1 (N1, P, PR4, X4)
51 CALL SIGMA (RM1, G1, PR1, R12, G2, P2, RM2, RM3, G3, PR3, RM4, G4, PR4, SUMA)
52 CALL PRMAX (J, PROB, I)
53 CALL COP 2 (J, PROB)
54 IF (L.EG.5) GO TO 25
55 CALL MARDS (K, K2, KA, FVM, ARM, DST)
56 CALL INITIALI7ARE FILTRE
57 GO TO 10
58 CALL PRINT (K, PR1, PR2, PR3, PR4, Y(K), FVM, ARM, DST)
59 CALL PASUL 7 (1, P1, G1, K1)
60 CALL PASUL 7 (2, P2, G2, K2)
61 CALL PASUL 7 (3, P3, G3, K3)
62 CALL PASUL 7 (4, P4, G4, K4)
63 CALL PASUL 8 (1, X1, K1, RM1)
64 CALL PASUL 8 (2, X2, K2, RM2)
65 CALL PASUL 8 (3, X3, K3, RM3)
66 CALL PASUL 8 (4, X4, K4, RM4)
67 CALL PASUL 9 (1, P1, K1, G1)
68 CALL PASUL 9 (2, P2, K2, G2)
69 CALL PASUL 9 (3, P3, K3, G3)
70 CALL PASUL 9 (4, P4, K4, G4)
71 K=K+1
72 IF (K.LC.20) GO TO 2
73 IF (K.AG.5) GO TO 45
74 WRITE (100,35) FM, M, DS
75 FORMAT (47X,3(F0.2/1*')/47X,21(I.1))
76 GO TO 55
77 CALL MARDS (K, K2, KA, FVM, ARM, DST)
78 WRITE (100,35) FVM, ARM, DST
79 CONTINUE
80 GO TO 13

```



```

1 SUBROUTINE ANTEP (TITIU)
2 DIMENSION TITIU(2)
3 WRITE(103,1) TITIU
4 FORMAT(11//27X)
5 120A4/56X,22(1-1)/25X,17 A B F I,6X,16 R A F I C, //4X,
6 264(1-1),2X,LEGENDA,1* JNT, RR # PREBABILITATILE
7 3 * RITM # MEDIA * AS # 2X,7(1-1)/4X,1* K #,59(1-1),6X,1000 FIL
8 4TRUL 11 7X,1++ FILTRUL 31/4X,1* ESAN *MSEC# 1 # 2 # 3
9 5 # 4 # RM # A # AS #,2X,1* *** FILTRUL 21,7X,1- FILTR
10 6UL 41/4X,59(1-1),2X,60(1-1))
11 RETURN
12 END

```

IRCDAPMS 11/05/81 17.34.19

```

1 SUBROUTINE INITIALIZARE
2 COMMON/COM/N1
3 N1=0
4 DIMENSION X(48),Y(48),P(4),V(4)
5 EQUIVALENCE (X(1),X1), (PR1,P(1))
6 COMMON /BLSCK/X1,1,1,CT,F1,R1,X2,P2,P2,P2,
7 * X3(P),A3(2,2),C3(2),PR12,2)TR3,X4(3),A4(3,3),C4(3),
8 * P4(2,2)R
9 COMMON /PP35/PR1,PR2,PR3,PR4
10 DATA V/0.25,0.25,0.25,0.25/
11 DATA Y/200.0,1.0,1600.0,64.0,200.0,1.0,1600.0,400.0,
12 *200.0,200.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,
13 *200.0,200.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,1.0,
14 *1600.0,1600.0,1600.0,1600.0,1600.0,1600.0,
15 CH 1 I=1,48
16 1 X(I)=Y(I)
17 CH 2 I=1,4
18 2 P(I)=V(I)
19 RETURN
20 END

```

IRCDAPMS 11/05/81 17.34.28


```

1 SUBROUTINE PASUL (M,A,P)
2 DIMENSION A(M,N),P(N,N),Z(3,3)
3 DO 1 I=1,M
4 DO 1 J=1,N
5   Z(I,J)=C.
6 DO 1 K=1,M
7   Z(I,J)=Z(I,J)+A(I,K)*P(K,J)
8 DO 2 I=1,M
9 DO 2 J=1,N
10  F(I,J)=C.
11 DO 2 K=1,M
12  P(I,J)=F(I,J)+Z(I,K)*A(K,J)
13 RETURN
14 END

```

IRCDPMS 11/05/81 17.34.49

```

1 SUBROUTINE PASUL (M,Y,P,X,C,RTM,CM)
2 DIMENSION P(M,M),C(M),X(N),X(N),Z(3)
3 RM=Y
4 DO 1 I=1,M
5 RM=RM-C(I)*X(I)
6 DO 2 I=1,M
7   Z(I)=C.
8 DO 2 K=1,M
9   Z(I)=Z(I)+C(K)*P(K,I)
10 CM=R
11 DO 3 I=1,M
12 CM=CM+Z(I)*C(I)
13 CM=ABS(CM)
14 RETURN
15 END

```

IRCDPMS 11/05/81 17.34.55

```

1 SUBROUTINE C07 1 (N2,M,PR,X)
2 DIMENSION X(M)
3 IF(N2.GT.5) GO TO 2
4 RETURN
5 IF(M.EC.3) GO TO 3
6 D=ABS(X(2)-X(1))/MAX1(X(1),X(2))
7 F=0.2
8 IF(D.LE.C.1)
9 IF(D.GE.0.1.AND.D.LE.0.3) F=4*D-0.2
10 IF(D.GE.0.3) F=1.
11 PR=PR*F
12 RETURN
13 3 C=(ABS(X(1))-X(2))+ABS(X(2))-X(3))+ABS(X(3))-X(1))
14 E=E/AMAX1(X(1),X(2),X(3))
15 IF(E.LE.0.5) F=0.2
16 IF(E.GE.0.5.AND.E.LE.0.8) F=8./3.*F-17./15.
17 IF(E.GE.0.8) F=1.
18 PR=PR*F
19 RETURN
20 END

```

TRCDPMS 11/05/81 17.35.02

```

1 SUBROUTINE SIGMA(RM1,E1,PR1,RM2,G2,PR2,RM3,G3,PR3,RM4,G4,PR4,SUMA)
2 DATA PI,E1,PR,E4/3.14159,2*0.5,1.,1.5/
3 V1=1./((2*PI)+E1*SQRT(ABS(G1))) *EXP(-0.5*RM1/G1*RM1)
4 V2=1./((2*PI)+E2*SQRT(ABS(G2))) *EXP(-0.5*RM2/G2*RM2)
5 V3=1./((2*PI)+E3*SQRT(ABS(G3))) *EXP(-0.5*RM3/G3*RM3)
6 V4=1./((2*PI)+E4*SQRT(ABS(G4))) *EXP(-0.5*RM4/G4*RM4)
7 SUMA=V1*PR1+V2*PR2+V3*PR3+V4*PR4
8 PR1=V1*PR1/SUMA
9 PR2=V2*PR2/SUMA
10 PR3=V3*PR3/SUMA
11 PR4=V4*PR4/SUMA
12 RETURN
13 END

```

TRCDPMS 11/05/81 17.35.08

```

1 SUBROUTINE PRMAX(J,PRAB,L)
2 COMMON /PROR/PR(4)
3 COMMON /ROR/RK(4),CK(4)
4 L=0
5 IF((PROR=PR(J)).LT.0.90) GO TO 12
6 L=1
7 PROR=1.
8 DO 1 I=1,4
9 IF(PROR.GF.PR(I)) GO TO 1
10 PROR=PR(I)
11
12 CONTINUE
13 IF(PROR.LE.0.8) RETURN
14 IF(RK(L)*2/(2*CK(J)).LE.2.) RETURN
15 L=I
16 RETURN
17 END

```

IRCDAPMS 11/05/81 17.35.13

```

1 SUBROUTINE COR P (J,FROR)
2 COMMON /PROR/PR(4)
3 IF(FROR.LT.0.97) RETURN
4 DO 1 I=1,4
5 PR(I)=0.01
6 PR(L)=0.97
7 RETURN
8 END

```

```

1 SUBROUTINE PASUL 7(M,PC,C,O,B)
2 DIMENSION P(M,M),C(M),B(N)
3 C1=1.0/C
4 DO 1 I=1,M
5 B(I)=C.
6 DO 1 J=1,M
7 C(I)=B(I)+P(I,J)*C(J)*O1
8 RETURN
9 END

```

```
1 SUBROUTINE PASUL 8 (M,X,3,RV)
2 DIMENSION X(M),B(M)
3 DO 1 I=1,M
4 X(I)=X(I)+2(I)*RV
5 RETURN
6 END
```

```
1 SUBROUTINE PASUL 9 (M,P,3,C)
2 DIMENSION P(M,M),B(M),C(N),Y(3,3)
3 DO 1 I=1,M
4 DO 1 J=1,M
5 Y(I,J)=C
6 Y(I,J)=Y(I,J)+R(I)*C(J)
7 DO 2 I=1,M
8 DO 2 J=1,M
9 Z(I,J)=C
10 Z(I,J)=Z(I,J)+Y(I,K)*P(K,J)
11 DO 3 I=1,M
12 DO 3 J=1,M
13 P(I,J)=P(I,J)-7(I,J)
14 RETURN
15 END
```

```
1 SUBROUTINE MAPDS(K,KB,KA,FV,AR,DS)
2 COMMON /TTPAR/Y(20)
3 KB=KB+1
4 KA=KA+1
5 AK=C
6 CS=C
7 KC=K-KB
8 KD=K-1
9 DO 25 I=KB,KD
10 AR=AR+Y(I)*4
11 AR=AR/KC
12 FV=60000/AR
13 DO 35 I=KF,KD
14 CS=CS+(Y(I)*4-AR)**2
15 CS=SQRT(CS/KC)
16 KB=K-KB
17 RETURN
18 END
```

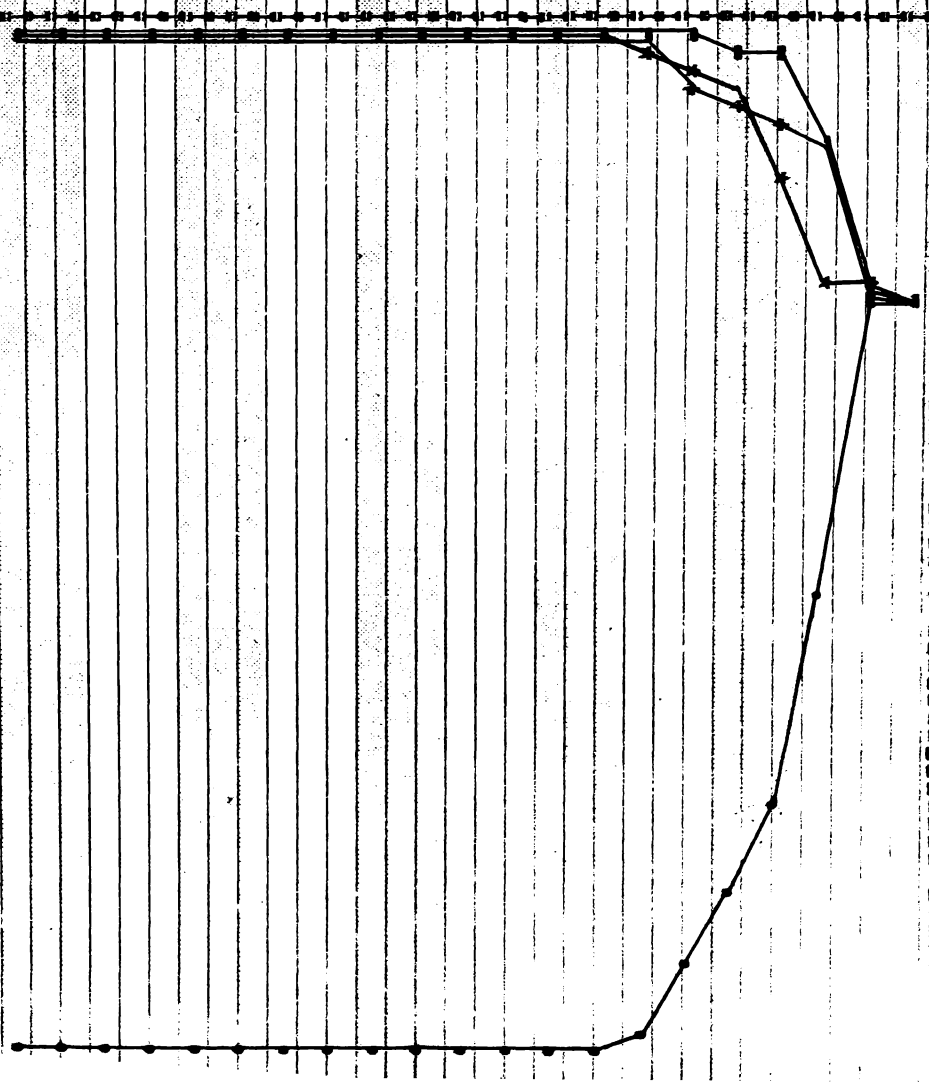
1. PROBABILITATE APOSTERIORI PENTRU VARIATI MCI

T A B E L

0 R A P I C

K	INT. RB	ESAN#MSEC	PROBABILITATE	RITM	MEDIA#AB,ST	LEGENDA
*	*	*	*	*	*	*
* 0	25.00	25.00	25.00	25.00	25.00	FILTRUL 1
* 1	25.20	24.54	25.13	25.13	25.13	FILTRUL 2
* 2	24.2	50.09	24.22	10.85	10.85	FILTRUL 3
* 3	239	956	74.53	13.38	9.82	FILTRUL 4
* 4	232	928	82.41	7.52	7.99	
* 5	233	932	88.40	3.55	6.62	
* 6	230	920	76.65	1.94	1.18	
* 7	231	924	97.00	1.00	1.00	
* 8	230	920	97.00	1.00	1.00	
* 9	225	900	97.00	1.00	1.00	
* 10	228	912	97.00	1.00	1.00	
* 11	244	976	97.00	1.00	1.00	
* 12	249	996	97.00	1.00	1.00	
* 13	235	940	97.00	1.00	1.00	
* 14	235	940	97.00	1.00	1.00	
* 15	244	976	97.00	1.00	1.00	
* 16	243	972	97.00	1.00	1.00	
* 17	231	924	97.00	1.00	1.00	
* 18	223	892	97.00	1.00	1.00	
* 19	225	900	97.00	1.00	1.00	
* 20	234	936	97.00	1.00	1.00	

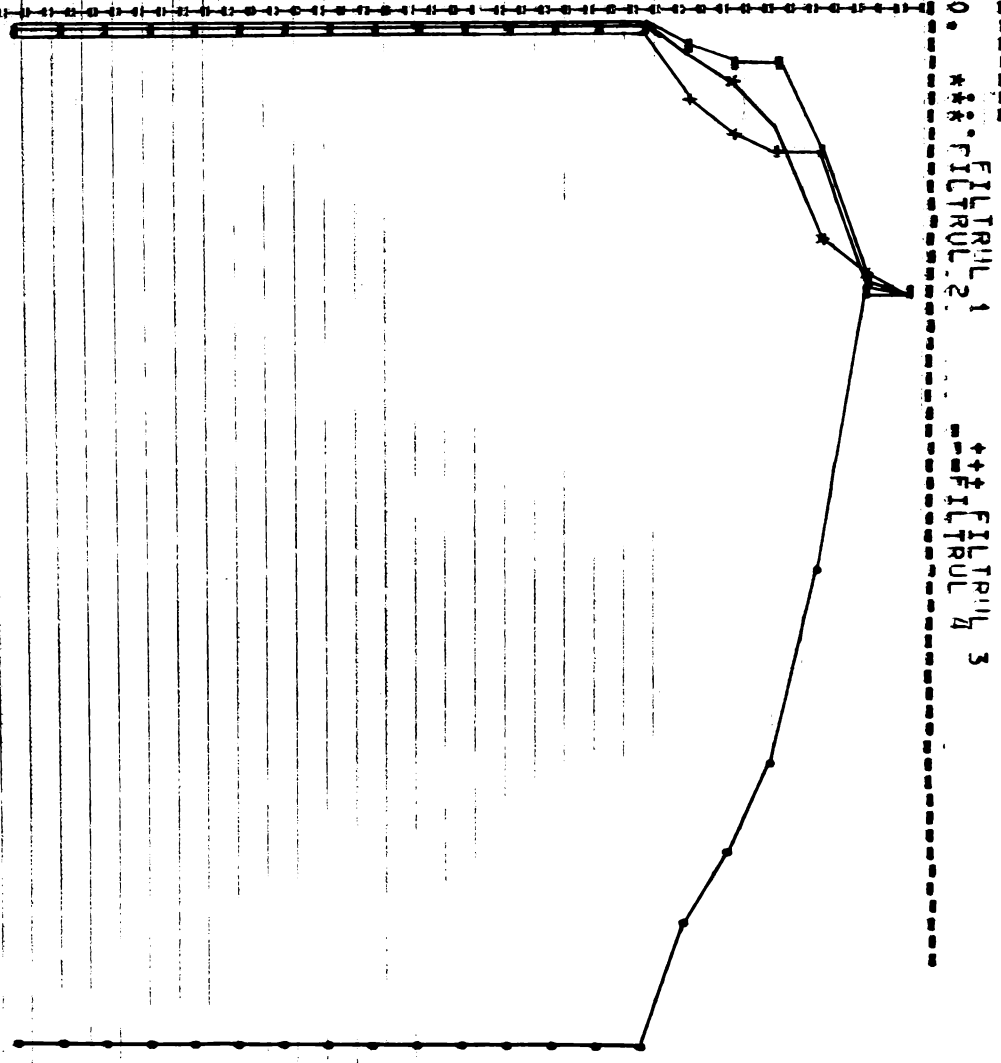
63.98*237.80* 27.87*



II PROBABILITATILE APOSTERIORI PENTRU VARIATIILE MICI
T A B E L
G R A F I C

K	INT. RR	ESAN#HSEC	PROBABILITATILE	RITM	MEDIA#AB.ST.	LEGENDA
			1 2 3 4	RM	MA	AS
0	*****	*****	25.00* 25.00* 25.00* 25.00*	*****	*****	*****
1	181*	724*	25.56* 23.74*	25.35*	*****	*****
2	182*	728*	53.31* 20.57*	13.06*	13.06*	*****
3	187*	748*	70.07* 12.49*	13.00*	4.44*	*****
4	188*	752*	79.84* 6.37*	10.34*	3.44*	*****
5	185*	740*	86.62* 2.78*	8.25*	2.37*	*****
6	180*	720*	96.83* 1.49*	1.38*	.35*	*****
7	183*	732*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
8	185*	740*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
9	187*	748*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
10	185*	740*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
11	180*	720*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
12	183*	732*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
13	186*	744*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
14	186*	744*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
15	180*	720*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
16	174*	696*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
17	173*	692*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
18	176*	704*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
19	180*	720*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****
20	176*	704*	97.00* 1.00*	1.00*	1.00*	*****

82.49*727.40* 17.45*



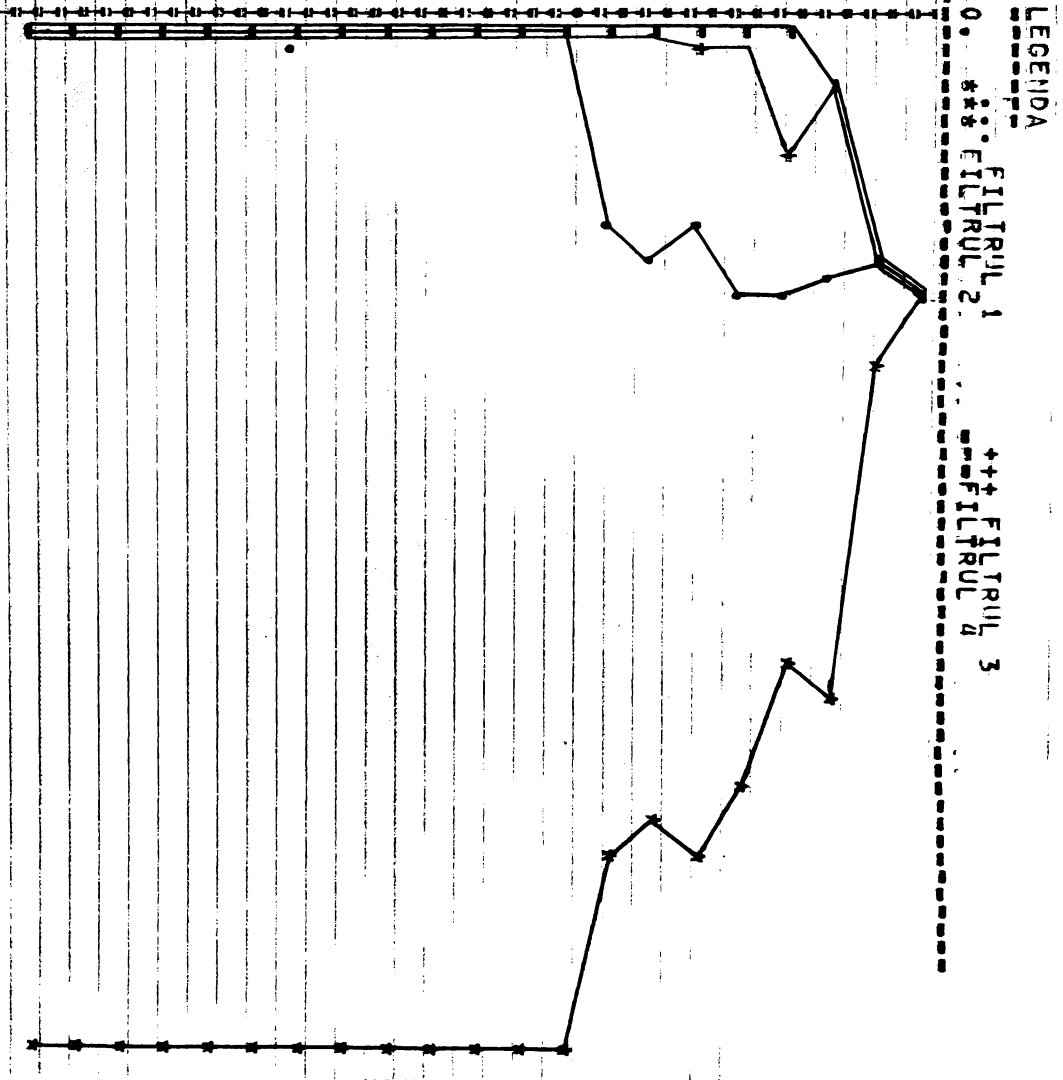
III. PROBABILITATILE APOSTERIORI PENTRU VARIATIILE MARI.

T A R E L

G R A F I C

K	ESAN#	RB	SEC#	1	2	5	4	RM	MA	AS
0	101	404	21.75	32.51	42.88	22.88				
1	124	496	24.13	64.91	5.48	5.48				
2	99	396	26.50	61.14	12.12	.24				
3	93	372	26.26	71.84	1.46	.45				
4	88	352	18.38	79.37	2.23	.02				
5	112	448	23.10	75.81	1.08	.01				
6	117	468	19.96	79.86	.17	.00				
7	129	516	1.00	97.00	1.00	1.00				
8	121	484	1.00	97.00	1.00	1.00				
9	126	504	1.00	97.09	1.00	1.00				
10	115	460	1.00	97.00	1.00	1.00				
11	134	536	1.00	97.00	1.00	1.00				
12	145	580	1.00	97.00	1.00	1.00				
13	113	452	2.39	96.93	.31	.37				
14	100	400	1.00	97.00	1.00	1.00				
15	133	532	1.00	97.00	1.00	1.00				
16	93	372	1.00	97.00	1.00	1.00				
17	136	544	1.00	97.09	1.00	1.00				
18	103	412	1.00	97.00	1.00	1.00				
19	139	556	1.00	97.00	1.00	1.00				
20	139	556	1.00	97.00	1.00	1.00				

129.25*464.20* 66.63*



IV. PROBABILITATE APOSTERIORI PENTRU RITH BICEMIN

T A B F L

G R A F I C

K	INT.	RR	PROBABILITATE	RITH	MEDIA	ABST.
*	ESAN	HSEC	1	2	3	4
0	*****	25.00	25.00	25.00	25.00	*****
1	133	532	23.92	27.37	24.35	24.35
2	261	1044	.00	.03	49.99	49.99
3	128	512	.00	.00	91.71	8.29
4	275	1100	1.00	1.00	97.00	1.00
5	132	528	1.00	1.00	97.00	1.00
6	274	1096	1.00	1.00	97.00	1.00
7	133	532	1.00	1.00	97.00	1.00
8	266	1064	1.00	1.00	97.00	1.00
9	132	528	1.00	1.00	97.00	1.00
10	263	1052	1.00	1.00	97.00	1.00
11	127	508	1.00	1.00	97.00	1.00
12	281	1124	1.00	1.00	97.00	1.00
13	133	532	1.00	1.00	97.00	1.00
14	277	1108	1.00	1.00	97.00	1.00
15	136	544	1.00	1.00	97.00	1.00
16	281	1124	1.00	1.00	97.00	1.00
17	139	556	1.00	1.00	97.00	1.00
18	277	1108	1.00	1.00	97.00	1.00
19	133	532	1.00	1.00	97.00	1.00
20	282	1128	1.00	1.00	97.00	1.00

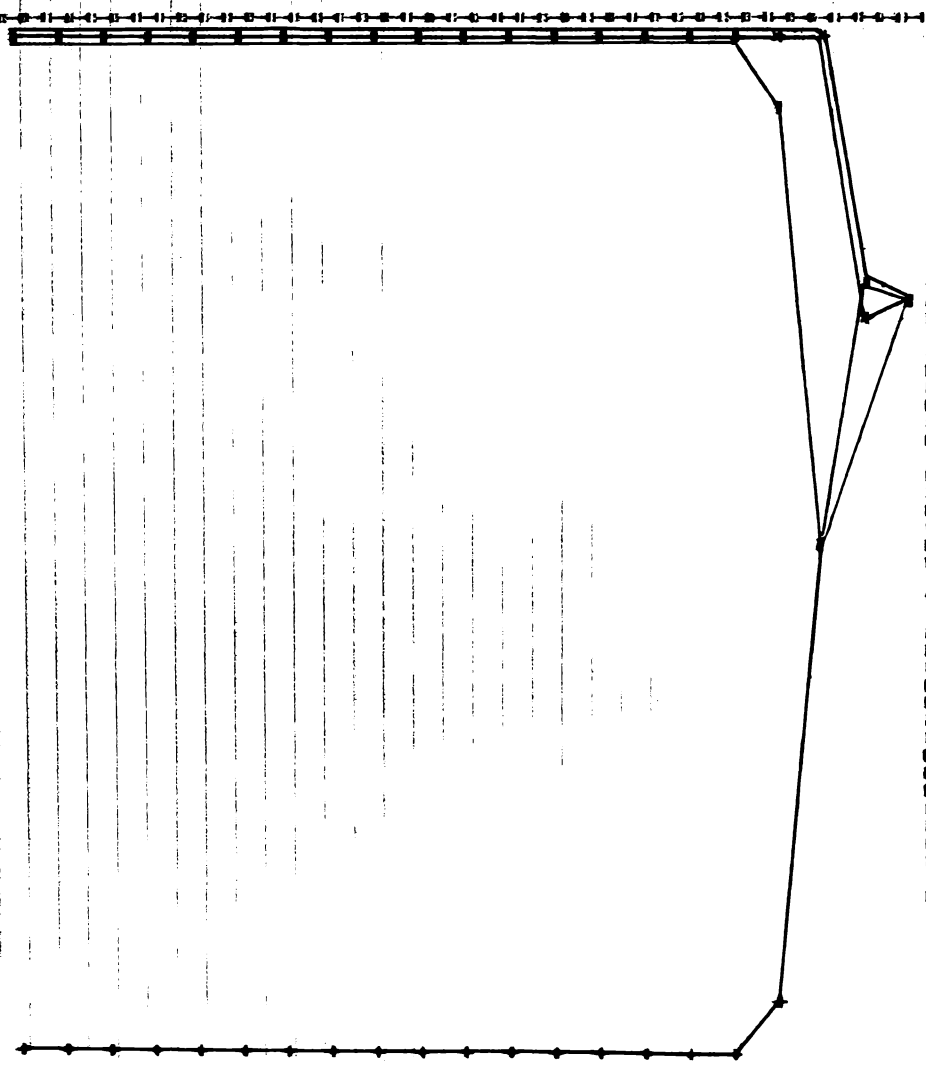
73.84*812.60*283.11*

LEGENDA

0. *** FILTRUL 1

+++ FILTRUL 3

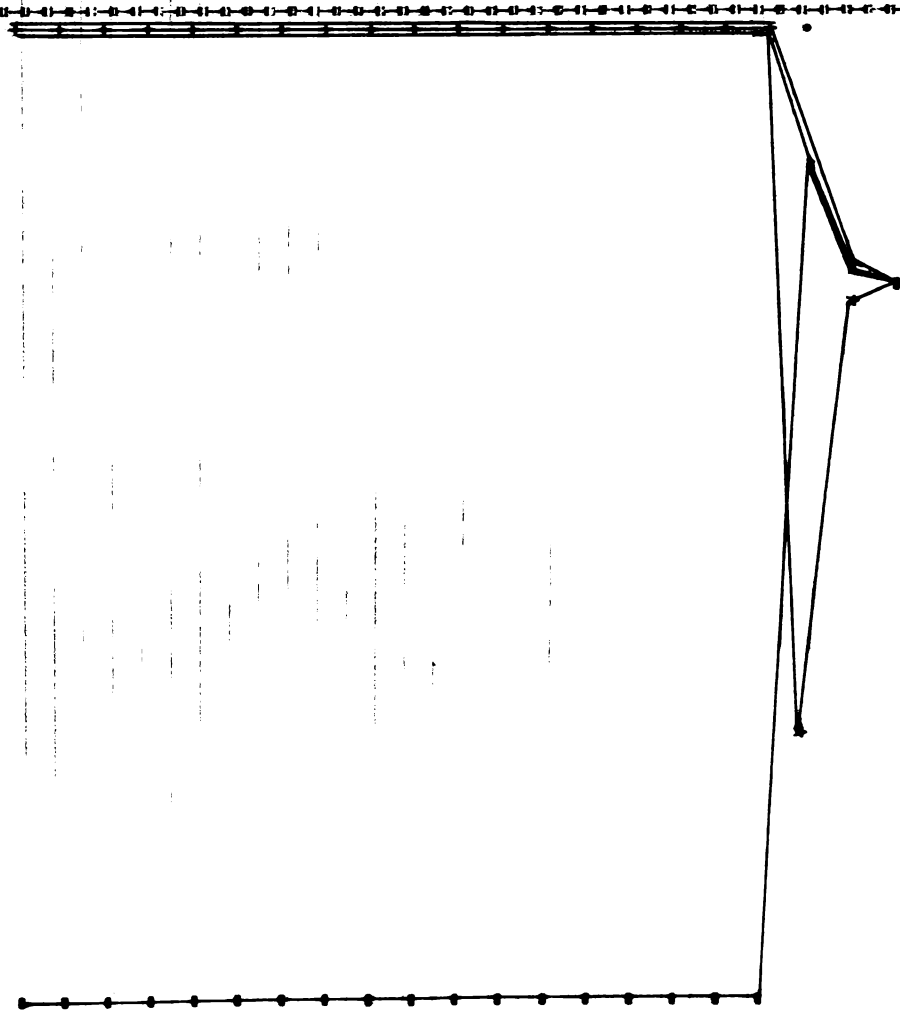
--- FILTRUL 4



V. PROBABILITATELE APOSTERIORII PENTRU RITM TRIGEMIN
T A R E L

G R A F I C

K	INT. RR	ESAN#HSEC	PROBABILITATE	RITM	MEDIA AB. ST.	LEGENDA									
*	*	*	1	2	3	4	RM	MA	AS	0	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4	
0	*****	25.00	25.00	25.00	25.00	25.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
1	138	552	24.18	26.78	24.52	24.52	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
2	90	360	.08	70.01	14.96	14.96	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
3	213	852	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
4	139	556	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
5	91	364	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
6	193	772	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
7	138	552	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
8	87	348	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
9	212	848	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
10	138	552	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
11	90	360	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
12	190	760	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
13	137	548	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
14	93	372	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
15	206	824	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
16	146	584	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
17	87	348	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
18	215	860	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
19	136	544	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
20	93	372	1.00	1.00	1.00	97.00	*****	*****	*****	0	***	FILTRUL 1	FILTRUL 2	FILTRUL 3	FILTRUL 4
											105.93*566.40*186.04*				

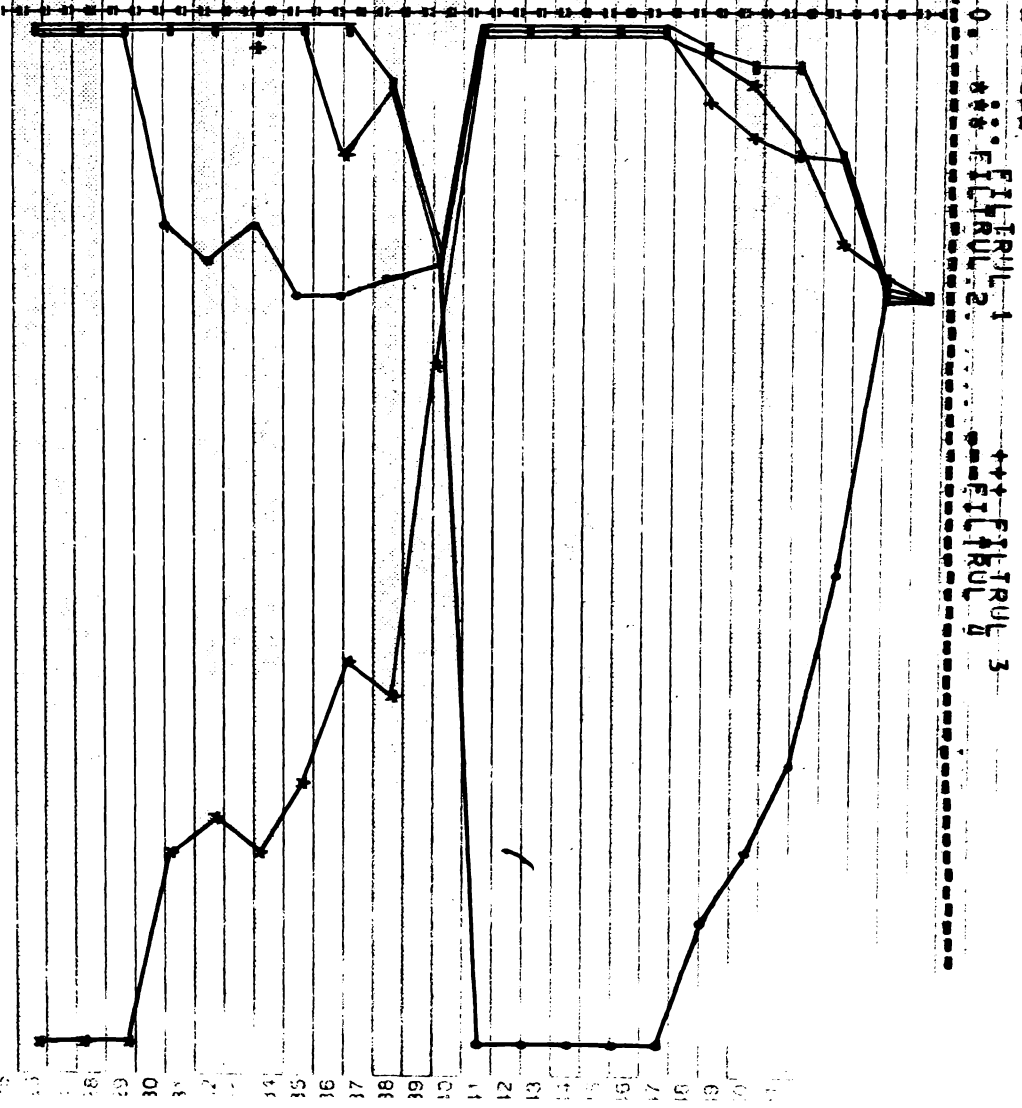


VI. PROBABILITATE APOSTERIORI PENTRU VARIATIILE MICI SI VARIATIILE MARI
 T A B E L

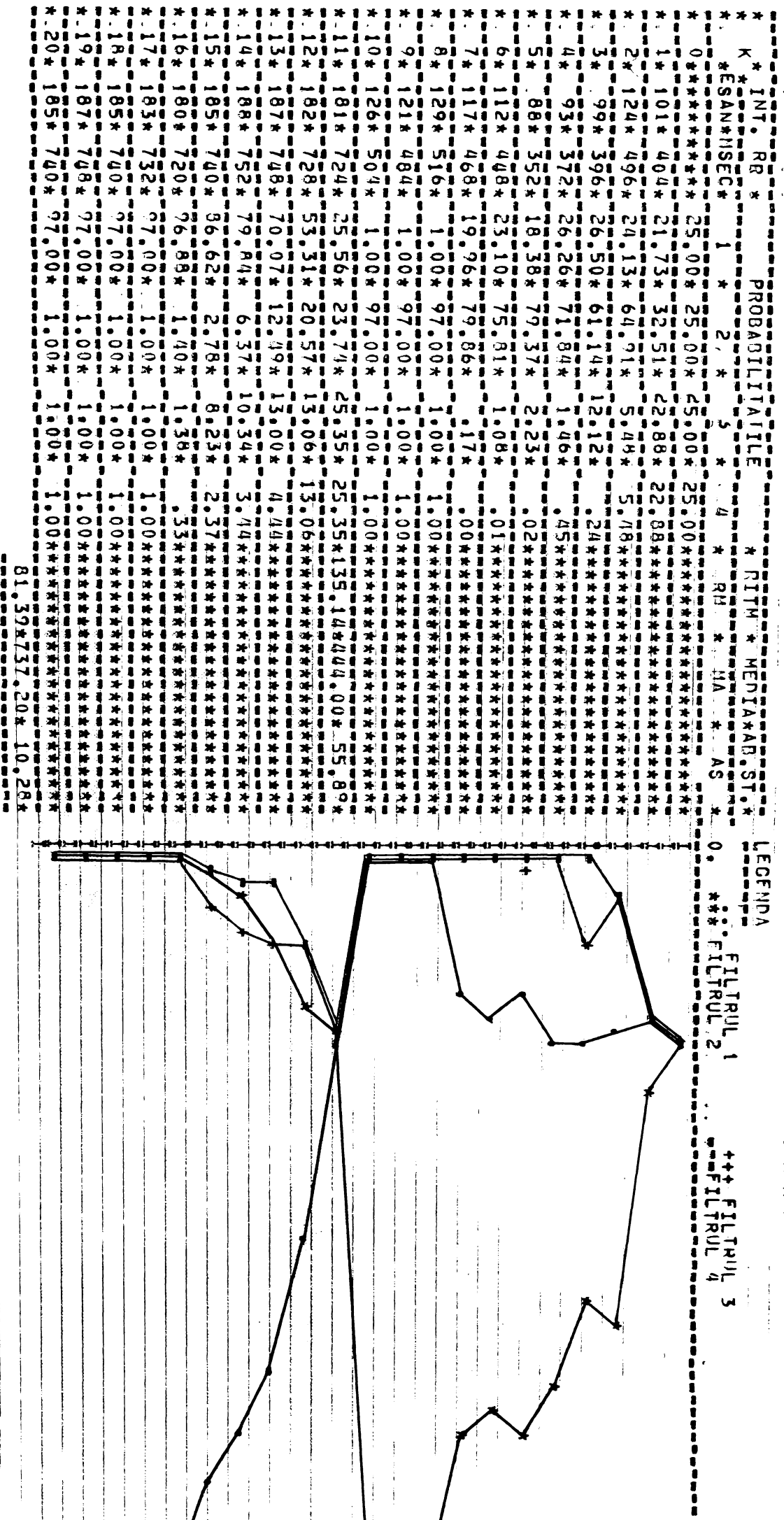
G-R-A-F-I-C

* K	* INT. RB	* #SAN#MSEC	* 1	* 2	* 3	* 4	* RITM	* MEDIAB	* ST	* LEGENDA
* 0	* 180	* 720	* 96.88	* 1.40	* 1.38	* .55	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 1	* 181	* 724	* 25.56	* 23.74	* 25.35	* 25.35	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 2	* 182	* 728	* 53.31	* 20.57	* 13.06	* 13.06	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 3	* 187	* 748	* 70.07	* 12.49	* 13.00	* 4.44	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 4	* 188	* 752	* 79.84	* 6.37	* 10.34	* 3.44	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 5	* 185	* 740	* 86.62	* 2.78	* 8.23	* 2.37	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 6	* 180	* 720	* 96.88	* 1.40	* 1.38	* .55	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 7	* 183	* 732	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 8	* 185	* 740	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 9	* 187	* 748	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 10	* 185	* 740	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 11	* 101	* 404	* 21.73	* 32.51	* 22.88	* 22.88	* 81.39	* 737.20	* 10.20	* 1.00
* 12	* 124	* 496	* 24.13	* 64.91	* 5.48	* 5.48	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 13	* 99	* 396	* 26.50	* 61.14	* 12.12	* 24.24	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 14	* 93	* 372	* 26.26	* 71.84	* 1.46	* .45	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 15	* 88	* 352	* 18.38	* 79.37	* 2.23	* .02	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 16	* 112	* 448	* 23.10	* 75.81	* 1.08	* .01	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 17	* 117	* 468	* 19.96	* 79.86	* .17	* .00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 18	* 129	* 516	* 1.00	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 19	* 121	* 484	* 1.00	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00
* 20	* 126	* 504	* 1.00	* 97.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00	* 1.00

135.14444.00 55.89



VII. PROBABILITATILE APOSTERIORII PENRU VARIATII MARI SI VARIATII MICI
T A R E L
O R A F I C

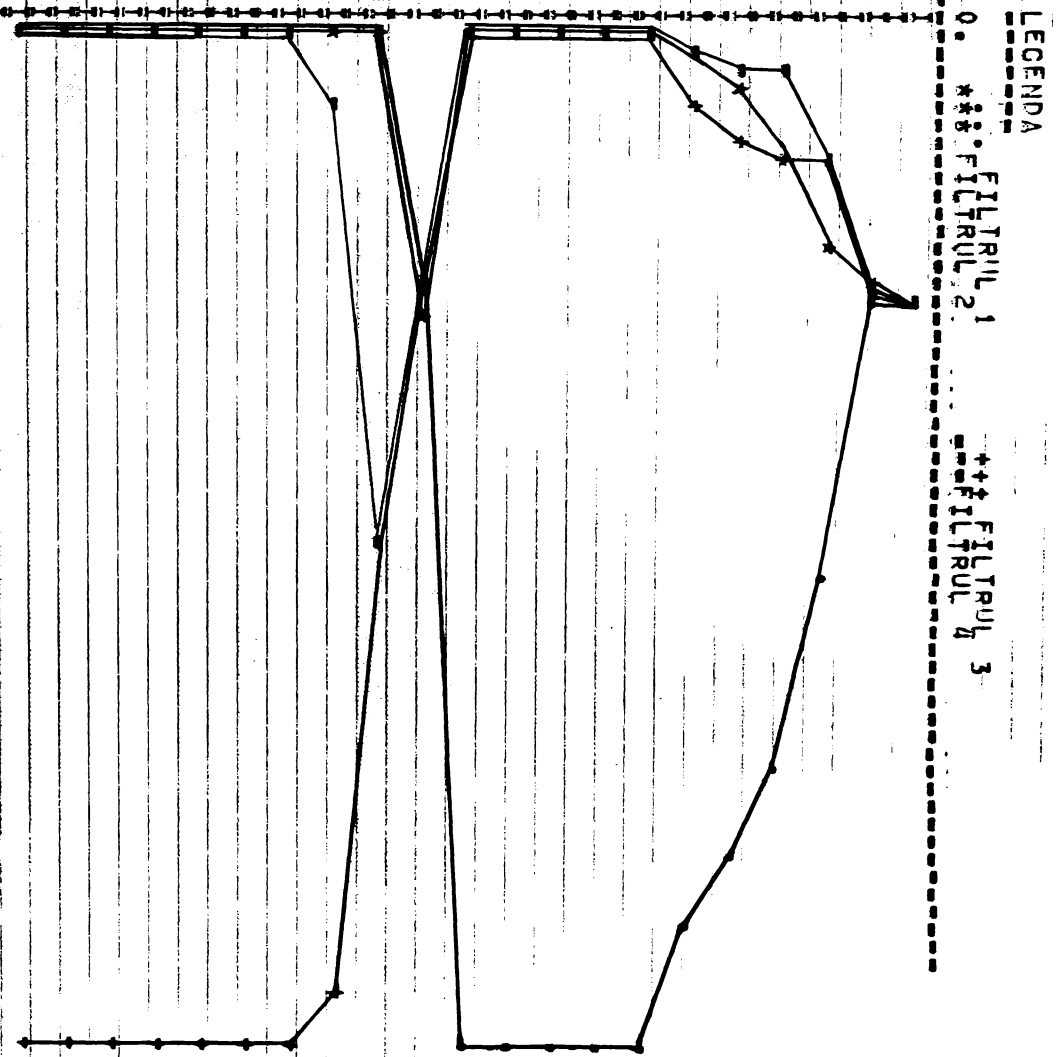


81.39*737.20* 10.28*

VIII. PROBABILITATE APOSTERIORI PENRU VARIATI MCI SI RITM GIGEMIN
T A B E L

K	INT. RG	ESANMSEC	1	2	3	4	RITM	MEDIA	ST.
0	*****	*****	25.00	25.00	25.00	25.00	*****	*****	*****
1	181	724	25.56	23.74	25.35	25.35	*****	*****	*****
2	182	728	53.31	20.57	13.06	13.06	*****	*****	*****
3	187	748	70.07	12.49	13.00	4.44	*****	*****	*****
4	188	752	79.84	6.37	10.34	3.44	*****	*****	*****
5	185	740	86.62	2.78	8.23	2.37	*****	*****	*****
6	180	720	96.88	1.40	1.38	33	*****	*****	*****
7	183	732	97.00	1.00	1.00	1.00	*****	*****	*****
8	185	740	97.00	1.00	1.00	1.00	*****	*****	*****
9	187	748	97.00	1.00	1.00	1.00	*****	*****	*****
10	185	740	97.00	1.00	1.00	1.00	*****	*****	*****
11	133	532	23.92	27.37	24.35	24.35	81.39	737.20	10.28
12	261	1044	00	03	49.99	49.99	*****	*****	*****
13	128	512	00	00	91.71	8.29	*****	*****	*****
14	275	1100	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
15	132	528	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
16	274	1096	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
17	133	532	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
18	266	1064	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
19	132	528	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****
20	263	1052	1.00	1.00	97.00	1.00	*****	*****	*****

75.11*798,80*272.93*

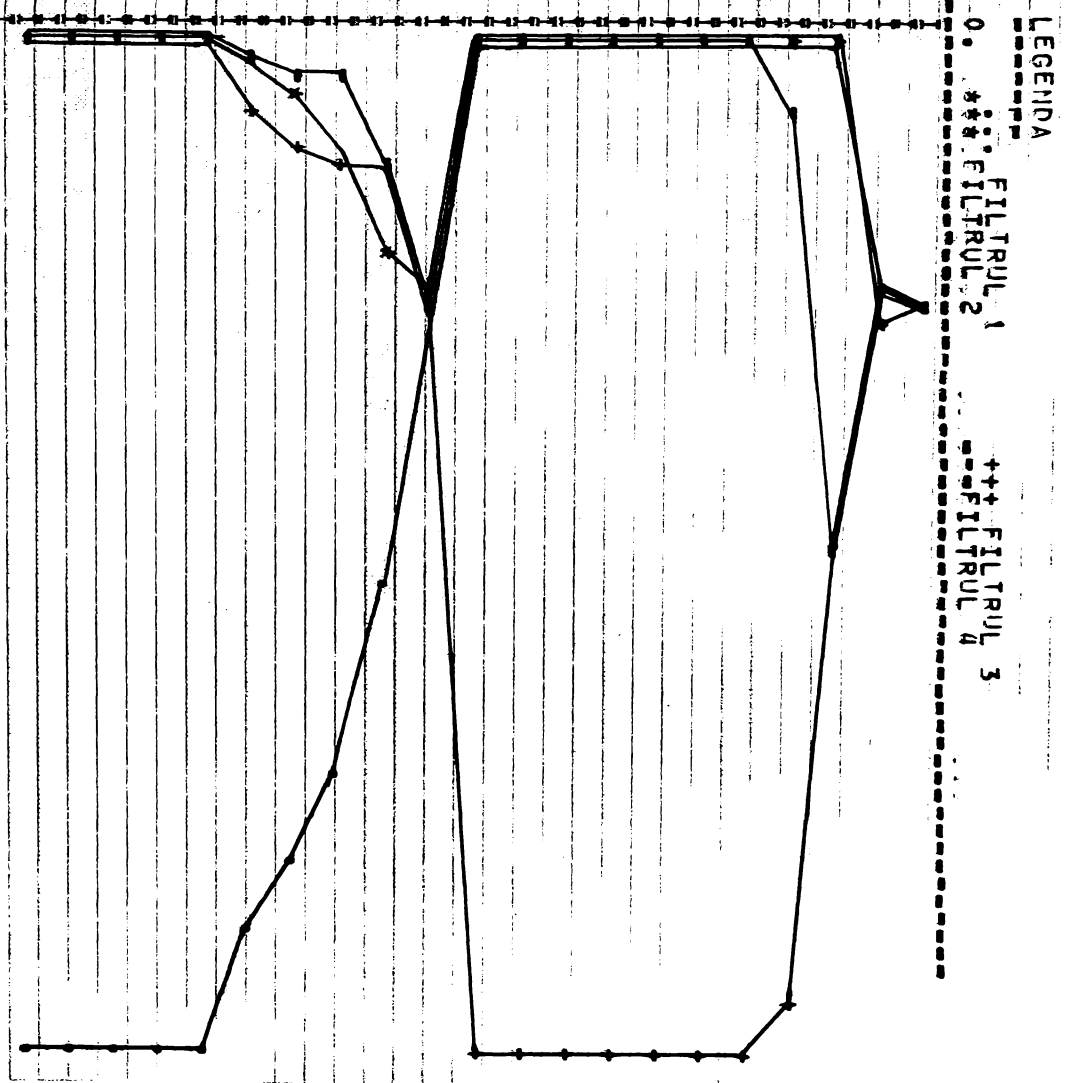


IX. PROBABILITATE APOSTERIOARI PENRUB RITM BIGEMIN SI VARIATII MCI
T A B E L

G R A F I C

K	INT. RB	ESAN#MSEC	1	2	3	4	RITM	MEDIA#AB,ST.	MA	AS
0	*****	25.00*	25.00*	25.00*	25.00*	25.00*	*****	*****	*****	*****
1	133*	532*	23.92*	27.37*	24.35*	24.35*	*****	*****	*****	*****
2	261*	1044*	.00*	.03*	49.99*	49.99*	*****	*****	*****	*****
3	128*	512*	.00*	.00*	91.71*	8.29*	*****	*****	*****	*****
4	275*	1100*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
5	132*	528*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
6	274*	1096*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
7	133*	532*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
8	266*	1064*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
9	132*	528*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
10	263*	1052*	1.00*	1.00*	97.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
11	181*	724*	25.56*	23.74*	25.35*	25.35*	75.11*	798.80*	272.93*	*****
12	182*	728*	53.31*	20.57*	13.06*	13.06*	*****	*****	*****	*****
13	187*	748*	70.07*	12.49*	13.00*	4.44*	*****	*****	*****	*****
14	188*	752*	79.84*	6.37*	10.34*	3.44*	*****	*****	*****	*****
15	185*	740*	86.62*	2.78*	8.23*	2.37*	*****	*****	*****	*****
16	180*	720*	96.88*	1.40*	1.38*	.33*	*****	*****	*****	*****
17	183*	732*	97.00*	1.00*	1.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
18	185*	740*	97.00*	1.00*	1.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
19	187*	748*	97.00*	1.00*	1.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****
20	185*	740*	97.00*	1.00*	1.00*	1.00*	*****	*****	*****	*****

81.39*737.20* 10.28*

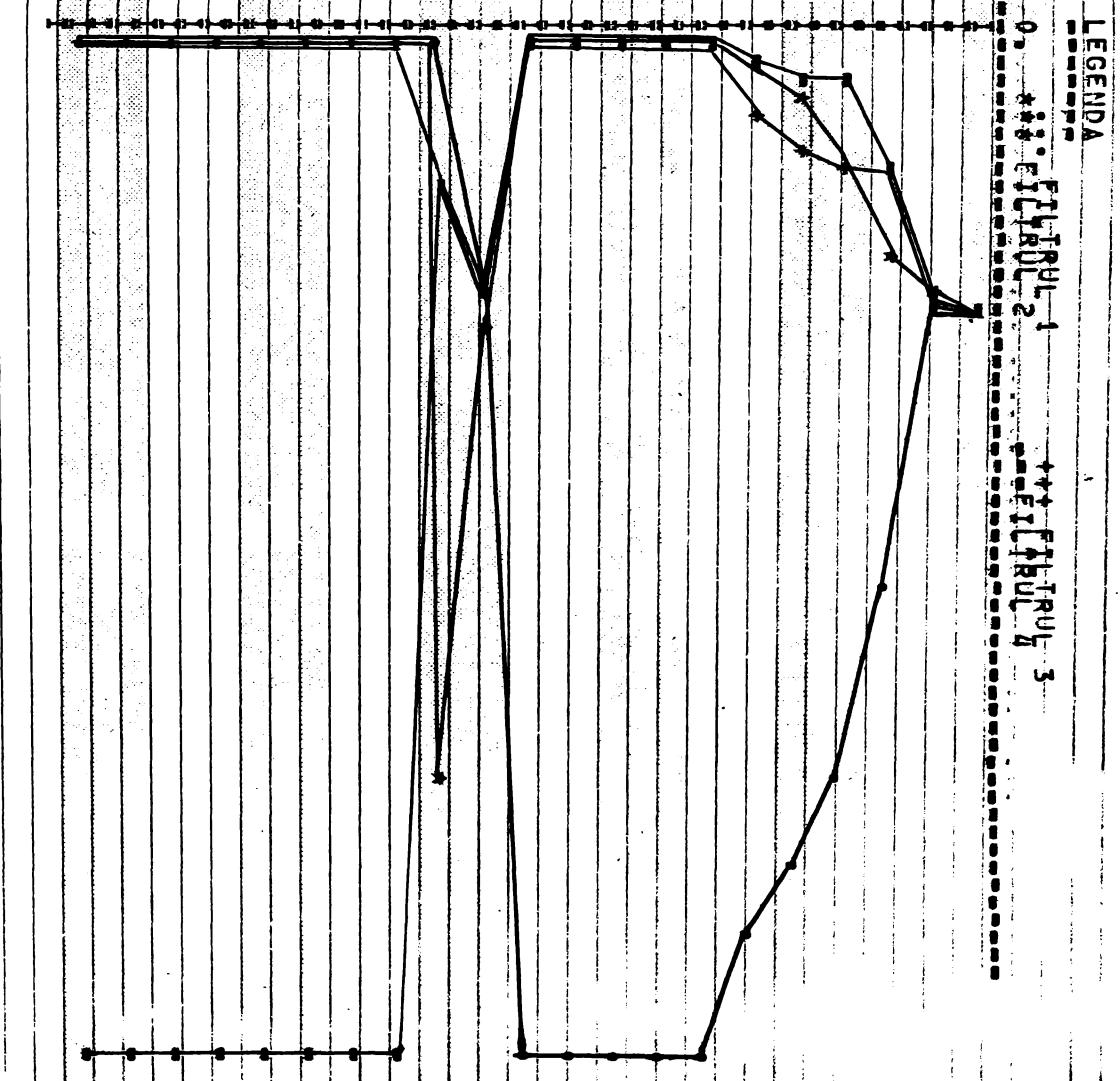


X. PROBABILITATE APOSTERIORI PENTRU VARIATII MCI, SI RIM TRIGEMIN

T A B E L

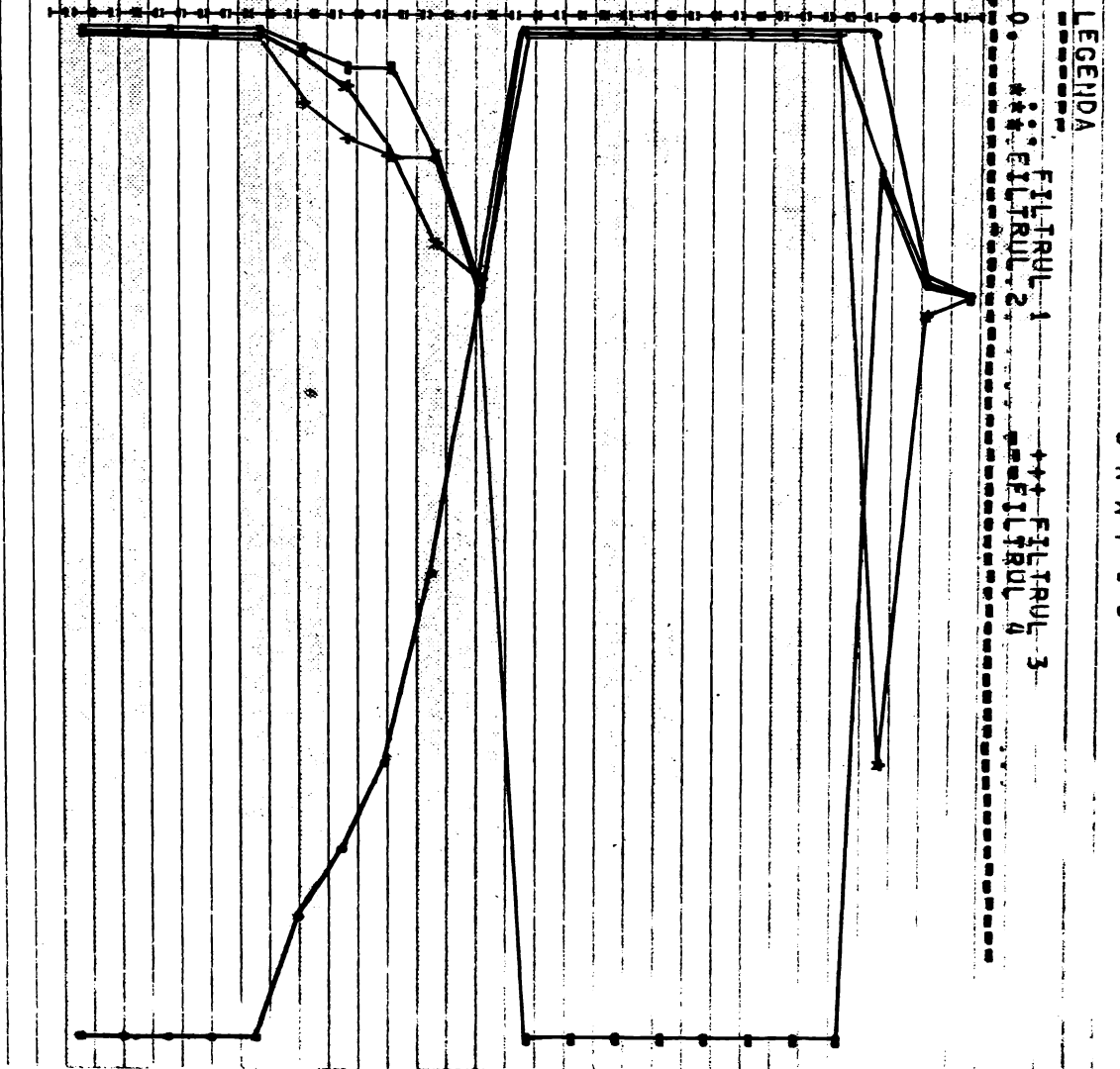
G R A F I C

INT. RR	PROBABILITATE	RIM	MEDIA AB. ST.	LEGENDA
* 0	25.00*	25.00*	25.00*	***FILTRUL 1
* 1	25.00*	25.00*	25.00*	***FILTRUL 2
* 2	25.00*	25.00*	25.00*	***FILTRUL 3
* 3	25.00*	25.00*	25.00*	
* 4	25.00*	25.00*	25.00*	
* 5	25.00*	25.00*	25.00*	
* 6	25.00*	25.00*	25.00*	
* 7	25.00*	25.00*	25.00*	
* 8	25.00*	25.00*	25.00*	
* 9	25.00*	25.00*	25.00*	
* 10	25.00*	25.00*	25.00*	
* 11	25.00*	25.00*	25.00*	
* 12	25.00*	25.00*	25.00*	
* 13	25.00*	25.00*	25.00*	
* 14	25.00*	25.00*	25.00*	
* 15	25.00*	25.00*	25.00*	
* 16	25.00*	25.00*	25.00*	
* 17	25.00*	25.00*	25.00*	
* 18	25.00*	25.00*	25.00*	
* 19	25.00*	25.00*	25.00*	
* 20	25.00*	25.00*	25.00*	



XI. PROBABILITATE APOSTERIOARI PENTRU RITM TRIGEMIN SI VARIATII MICI
 T A B E L
 O R A F I G

INT. RB	PROBABILITATE	RITM	MEDIA AB. ST.
* 0	25.00	25.00	25.00
* 1	24.18	26.78	24.52
* 2	90	360	08 70.01
* 3	213	852	1.00
* 4	139	556	1.00
* 5	91	364	1.00
* 6	193	772	1.00
* 7	138	552	1.00
* 8	87	348	1.00
* 9	212	848	1.00
* 10	138	552	1.00
* 11	181	724	25.56
* 12	182	728	53.31
* 13	187	748	70.07
* 14	188	752	79.84
* 15	185	740	86.62
* 16	180	720	96.88
* 17	183	732	97.00
* 18	185	740	97.00
* 19	187	748	97.00
* 20	185	740	97.00



B I B L I O G R A F I E

1. Ahmed N., s.a., "Electrocardiographic Data Compression Via Orthogonal Transforms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, november 1975, p.484-487.
2. Alexiu Ion, s.a., "Circuite cu semiconductoare în industrie. Aparate de măsurat", Editura tehnică, București, 1970.
3. Antila K., s.a., "An off-line Technique for statistical heart-rate analysis", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki, 1976 p.17-20.
4. Ary I.P., "A Head-Mounted 24 - Channel Evoked Potential Preamplifier Employing Low-Noise Operational Amplifiers", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, may 1977, p.293-297.
5. Beeler W. George and Bleil T. Bruce, "Long-Term Free Ranging Recording Using Data Integral to Pulse Frequency Signal", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, may 1974, p.245-246.
6. Benda D., "Electronische Patientenüberwachung, Elektronik, Heft 10, 1971, p.349-354.
7. Benda D., "Electronische Patientenüberwachung", Elektronik, Heft 11, 1971, p.389-394.
8. Benda D., "Electronische Patientenüberwachung", Elektronik, Heft 12, 1971, p.427-432.
9. Bertollecini M., s.a., "A Nonlinear Filtering Technique for the Identification of Biological Signals", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, march 1978, p.159-165.
10. Bonner E Raymond and Schwetman D. Herbert, "Computer Diagnosis of Electrocardiograms III. A Computer Program for Arrhythmia Diagnosis", Computers and Biomedical Research 1, 1968,

p.387-407.

11. Brandon C.W., "A hardware trigger for temporal indexing of the Electrocardiographic signal", Computers and Biomedical Research 3, 1970, p.47-57.
12. Brown J.H.U., "The Biomedical Engineer and the Health care System", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, march 1975, p.95-100.
13. Bulucea C. ș.a., "Circuite Integrate liniare", Editura tehnică, București, 1975.
14. Bănuș H.V., ș.a., "Enregistrement ECG pour interpretation au moyen de Calculateurs digitaux", Electro-medica 3/1969, p.82-85.
15. Cioclodă Gh., "Analizor al ritmului cardiac", Lucrări științifice comunicate la Sesiunea din cadrul Festivalului Cântarea României. Seria electrotehnică vol.2, Inst.Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1977, p.215-220.
16. Cioclodă Gh., "Sistem cu precizie ridicată în recunoașterea complexului QRS din unda ECG", Lucrări științifice comunicate la Sesiunea din cadrul Festivalului Cântarea României. Seria electrotehnică, vol.2, Inst.Pol. "Traian Vuia", Timișoara, 1977, p.221-223.
17. Cioclodă Gh., "Metode de măsurare a biopotențialelor". Referat susținut în cadrul pregătirii de doctorat, în fața Catedrei de Electronică a facultății de Electrotehnică. Timișoara, februarie 1977.
18. Cioclodă Gh., "Prelucrarea potențialelor biologice". Referat susținut în cadrul pregătirii de doctorat în fața catedrei de Electronică a facultății de Electrotehnică. Timișoara, aprilie 1977.
19. Cioclodă Gh. și Orha I.; Aparat pentru analiza ritmului

- cardiac", Lucrările simpozionului: Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1978, p.72-77.
20. Cioclodă Gh. și Policesc A, "Aparat pentru obținerea unui impuls întârziat reglabil față de complexul QRS din unda ECG", Lucrările simpozionului "Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara, 1978, p.156-159.
21. Cioclodă Gh., Policesc A, și Saus N, "Cardiotahometru analogic cu urmărire rapidă a pulsului", Lucrările simpozionului: Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara, 1978, p.89-92.
22. Cioclodă Gh., "Convertor A/N și multiplexor pentru biopotențiale", Lucrările simpozionului. Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1978, p.93-98.
23. Cioclodă Gh., "Metodă de analiză automată a electrocardiogramelor", Lucrările simpozionului: Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1978, p.243-247.
24. Cioclodă Gh., "Algoritm pentru analiza aritmiilor", Sesiunea de comunicări științifice de Electronică aplicată. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1979.
25. Cioclodă Gh., Kovacs Bela, Sisu Vasile, "Sistem hibrid pentru analiza aritmiilor", Sesiunea de comunicări științifice de Electronică aplicată. Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1979.
26. Cioclodă Gh., "Analizor pentru biopotențialele mușchilor scheletici", Sesiunea de comunicări știin-

- țifice de Electronică aplicată. Inst. Pol.
"Traian Vuia" Timișoara, 1979.
27. Cioclodă Gh., "Analiza spectrală numerică a undei ECG",
Sesiunea de comunicări științifice de Elec-
tronică aplicată. Inst. Pol. "Traian Vuia"
Timișoara, 1979.
28. Cioclodă Gh., "Algoritm pentru măsurarea parametrilor
undei ECG cu ajutorul calculatorului numeric".
Sesiunea de comunicări științifice de Elec-
tronică aplicată. Inst. Pol. "Traian Vuia" Ti-
mișoara, 1979.
29. Cioclodă Gh., Branea I., "Analiza tulburărilor ritmului
cardiac cu ajutorul calculatorului numeric"
Al 6-lea Simpozion de Informatică și condu-
cere, Cluj-Napoca, 26-28 mai 1980.
30. Stanciu L., Branea I., Cioclodă Gh., Popescu V. "Metode
noi în diagnosticul bolilor cardiovasculare
prin mijloace electronice", Lucrările celui
de-al doilea Simpozion : "Contribuții la dezvoltarea
aparaturii electronice medicale", Timi-
șoara, 5-6 sept. 1980.
31. Cioclodă Gh., "Identificarea ritmului cardiac de bază prin
metode statistice", Lucrările celui de-al
doilea simpozion "Contribuții la dezvoltarea
aparaturii electronice medicale", Timișoara
5-6 sept. 1980.
32. Cioclodă Gh., Măran D., Branea I., "Inregistrator por-
tabil al ritmului cardiac", Lucrările celui
de-al doilea simpozion "Contribuții la dez-
voltarea aparaturii electronice medicale",
Timișoara 5-6 sept. 1980.
33. Cioclodă Gh., "Preprocesarea analogică a undei ECG",
Lucrările celui de-al doilea simpozion
"Contribuții la dezvoltarea aparaturii elec-
tronice medicale", Timișoara 5-6 sept. 1980.

34. Cioclodă Gh., Branea I. "Un nou algoritm de interpretare automată a electrocardiogramei", Al 7-lea Simpozion de Informatică și Conducere, Cluj-Napoca, mai 1981.
35. Cobbald Richard, "Transducers for biomedical Measurements: Principles of Applications", Institute of Biomedical Engineering University of Toronto, Canada, 1974.
36. Constantin Luca, "pH ul și aplicațiile lui", Editura Tehnică, București, 1964.
37. Crystal H Thomas and Kerhman Leonard, "The Design and Applications of Digital Filters with Complex coefficients", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, vol. Au 16, Nr.3, sept.1968, p.303-314.
38. Darius S. și Tudorache R., "Aspecte fundamentale ale securității echipamentului electric utilizat în practica medicală", Lucrările simpozionului: Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale, Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara, 1978, p.37-41.
39. Dell'Osca F. Louis, "An arrhythmia - Anomalous Beat Monitoring System", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Nr.1, 1973, p.43-50.
40. Dobkin C. Robert, "Low Drift amplifiers", National Semiconductor Corp, Linear Applications, LB 22, June 1973.
41. Dobkin C. Robert, "Op Amp Circuit Collection", National Semiconductor Corp, Linear Applications, AN 31, february 1970.
42. Dobkin C. Robert, "Instrumentation Amplifier", National Semiconductor Corp, Linear Applications,

LB1, march 1969.

43. Dobkin C. Robert, "High Q Notch Filter", National Semiconductor Corp, Linear Applications, LB5, march 1969.
44. Dorofejewa S.S., s.a., "L'essai Clinique du Système Sicord pour L'interpretation automatique de L'ECG", Electromedica 4/1975, p.113-116.
45. Dvorak T. und Schmid C., "Ein Cardiotachometer zur Kontinuierlichen Erfassung der Herzrate", Elektronik, Heft 9, 1975, p.100-102.
46. Dymond A.M. "Characteristics of the Metal-Tissue Interface of Stimulation Electrodes", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, July 1976, P. 274 - 280.
47. Eykhoff Pieter, "Identificarea sistemelor", Editura tehnică, București 1977.
48. Ferguson J. Michael, Matoy E. Patrick, "Automatic Frequency Control via Digital Filtering", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, vol. Au 16, Nr.3, sept.1968, p.392-397.
49. Frankel P., s.a. "A Computerized System for ECG Monitoring", Computers and Biomedical Research 8, 1975, p.560-567.
50. Geddes L.A., Baker L.E., "Principles of applied biomedical Instrumentation", Second Edition. Wiley-Intersciences, 1975.
51. Gersch Will ,s.a. "IVC Detection by the Heart-Beat Interval Data - Markov Chain Approach", Computers and Biomedical Research 8, 1975, p.370-378.
52. Geselowitz D.B., "Comments on Threshold 50-hz Current Required for Ventricular Fibrillations in

- Subjects of Various Body Weights", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, november 1974, p.493-494.
53. Gheorghiu Tr., ș.a., "Introducere în biofizică", Editura științifică, București, 1967.
 54. Gîrlașu Stefan, "Prelucrarea în timp real a semnalelor fizice", Scrisul Românesc, Craiova 1978,
 55. Golden M. Roger, "Digital Filter Synthesis by Sampled-Data Transformation", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics; vol. Au 16, Nr.3, sept.1968, p.321-329.
 56. Golden M. Roger, White A. Stanley, "A holding Technique to Reduce Number of Bits in Digital Transfer Functions", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, vol. Au-16, Nr.3, sept.1968, p.433-436.
 57. Goovaerts H.G, ș.a., "A Digital QRS Detector Based on the Principle of Contour Limiting", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, march 1976, p.154-160.
 58. Grant E. Michael and Hanson S. John, "A Totally Computerized Cardiac Pacemaker Surveillance Systems", Computers and Biomedical Research 8, 1975, p.580-589.
 59. Gustafson D., ș.a., "A prototype System for Automated Interpretation of Vectorcardiograms", WP 25-4, p.776-781.
 60. Gustafson D. ș.a., "ECG/VCG Rhythm Diagnosis Using Statistical Signal Analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, iuly 1978, p.344-352.
 61. Haisty W.K.ș.a., "Discriminant Function Analysis of RR Intervals: An Algorithm for on Line Arrhythmia Diagnosis", Computers and Biome-

- dical Research 5, 1972, p.247-255.
62. Hambley A.R., s.a., "The Use of Intrinsic Components in an ECG Filter", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, November 1974, p.469-473.
 63. Hatch D.J. and Raber M.B., "Grounding and Safety", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, January 1975, p.62-65.
 64. Haywood Julian L., s.a., "On-Line Real Time Computer Algorithm for Monitoring the ECG Waveform", Computers and Biomedical Research 3, 1970, p.15-25.
 65. Heinrich U., "Cardalarm S., S1 et S2. Appareils de surveillance cardiaque avec ordinateur d'arythmie", Electromedica Nr.3/1973, p.134-137.
 66. Helms D.Howard , "Nonrecursive Digital Filters: Design Methods for Achieving Specifications on Frequency Response", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, vol.Au-16, Nr.3, sept.1968, p.336-342.
 67. Henke G., "Telemetric de l'electrocardiogramme au Sport", Electromedica , 3/1972, p.100.
 68. Hoesehele F. David, "Analog-to-Digital/Digital-to-Analog Conversion Techniques", New York, 1968.
 69. Holsinger William, "A QRS Preprocessor Based in Digital Differentiation", IEEE Transaction on Biomedical Engineering Nr.2, 1971, p.212-217.
 70. Hoopen M.T. "The Effect of Measurement Errors on Correlation Estimates in Interval Sequences", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, sept.1975, p.451-454.
 71. Horacek B.M., "Correlation of activation data With electrocardiograms", Symposium Data Processing in Electrocardiology, helsinki,

- 1976, p.103-108.
72. Huhta C. James and Webster G. John, "60 Hz. Interference in Electrocardiography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Nr.2, 1973, p.91 - 101.
 73. Jackson B. Leland, "An approach to the Implementation of Digital Filters", IEEE Transactions on Radio and Electroacoustics, vol. Au-16, Nr.3, sept.1968, p.413-421.
 74. Jazwinski A. "Stochastic Processes and Filtering Theory", Academic Press, New York, 1970.
 75. Johnson A.T. "Analog Sample/Hold Circuit for Physiological Signal Monitoring", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, sept. 1975, p.420-423.
 76. Jokinen Y., s.a., "Design principles of the System for automated ECG analysis in the area of Kuopio University Hospital", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki, 1976, p.83-92.
 77. Kirmaier N., s.a. "Histogram zur automatischen Analyse der Herzrhythmik", Elektronik, Januar 1978, p.61-65.
 78. Klee George, s.a., "Computer Detection of Distorsion in Arterial Pressure Signals", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, January 1974, p.73-75.
 79. Koch R., "Une nouvelle méthode de l'analyse de la forme et de l'enregistrement automatique des arythmies d'electrocardiogrammes de longue durée," Electromedica , Nr.4/ 1972, p.120-124.
 80. Kooi Vander K. Marwin, Cleveland George, "Micropower Circuits using the LM 4250 programmable OP Amp", National Semiconductor Corp,

- Linear Applications, AN 71 July 1972.
81. Kooi Vander K. Marvin, "Predicting OP AMP Slew Rate Limited Response", National Semiconductor Corp, Linear Applications, LB 19, August 1972.
 82. Krestel E. Par, "La sécurité des appareils électroniques médicaux". *Électromédica* Nr.3/1973, p.120-125.
 83. Kuhrt K, "Electronique et informatique en technique médicale", *Electromédica*, Nr.1/1973, p.1-12.
 84. Lee Y.Tak, "An amplitude - Modulation Model for the QRS Complexes of Electrocardiograms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, September 1974, p.381-386.
 85. Macfarlane W.Peter, "ECG Waveform identification by digital computer", *Cardiovascular Research*, 1971, 5, p.141-146.
 86. Macfarlane W.Peter, s.a., "A Basis for computer Interpretation of Serial Electrocardiograms", *Computers and Biomedical Research* 8, 1975, p.189-200.
 87. Mansourian P., "Recording the cardiac interbeat interval distribution", *Bul. WHO Geneva* 1974.
 88. Marghescu I., Bădescu Gh., "Transmiterea discretă a semnalelor", Editura tehnică, București 1978.
 89. Martin R.Albert, "Apeak Amplitude Selector for Electrophysiological Data Analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Nr.2, 1969, p.152-159.
 90. Mason L. Richard, "An Automatic Zeroing Circuit", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, september 1975, p.427-428.
 91. Mateescu A.D., "Analiza și sinteza circuitelor electronice", Editura didactică și pedagogică, București 1975.

92. Manser R., "Hybrid-Rechner zur Analyse Cardialer Arrhyhmien", Elektronik, Heft 7, 1975, p.61-64.
93. Manser R., "MeBeinrichtung zur His.Bündel-Analyse am Herzen", Elektronik, Heft 12, 1977, p.51-54.
94. Maxwell John, "The Low Noise JFET - The Noise Problem Salver", National Semiconductor Corp, Linear Applications, AN 151, January 1976.
95. Mihoc Gheorghe, Craiu Virgil, "Tratat de statistică matematică. Selecție și estimatie", Editura academei, București, 1976.
96. Mihoc Gheorghe, Craiu Virgil, "Tratat de statistică matematică. Verificarea ipotezelor statistice", Editura Academiei București, 1977.
97. Miyahara Hideo, ș.a., "Cardiac Arrhythmia Diagnosis by Digital Computer", Computers and Biomedical Research 1, 1968, p.277-300.
98. Mylrea K.C. and Sivertson S.E., "Biomedical Engineering in Health Care - Potential Versus Reality", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, march 1975, p.114-119.
99. Nagle Troy Hubert, Carroll C. Chester, "Organizing a Special-Purpose Computer to Realize Digital Filters for Sampled-Data Systems", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics vol. Au-16, Nr.3, sept. 1968, p.398-412.
100. Nestianu V. ș.a., "Electronica în medicină", Editura tehnică, București 1964.
101. Nowak J., David, Schmid E. Pierre, "A Nonrecursive Digital Filter for Data Transmission",

- IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics vol. Au -16, Nr.3, sept.1968, p.343-349.
102. Nicolau C., Simion Z., "Biofizica moleculară", Editura științifică, București 1968.
103. Orr W.C. and Hoffman H.J.", "A 90 - Min Cardiac Biorhythm: Methodology and Data Analysis Using Modified Periodograms and Complex Demodulation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, March 1974, p.130-143.
104. Otnes K. Robert, "An Elementary Design Procedure for Digital Filters", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics vol. Au-16, Nr.3, sept.1968, p.330-335.
105. Papadopol S., "Contribuții la proiectarea unei instalații de monitorizare informațională a unor parametri biologici ai sistemului circular și respirator, inclusiv teleprelucrarea informațiilor", Rezumatul tezei de doctorat, Institutul Politehnic București, 1978.
106. Pipberger H., ș.a., "Clinical Application of a Second Generation Electrocardiographic Computer Program", The American Journal of Cardiology, volume 35, may 1975, p.597-608.
107. Pop Eugen, Stoica Vasile, "Principii și metode de măsurare numerică", Editura Facla, Timișoara 1977.
108. Pryor T.Ailon, "A note on Filtering Electrocardiograms", Computers and Biomedical Research 4, 1971, p.542-547.
109. Pyörälä K., ș.a. "Comparison of Minnesota code classi-

- fication and computer analysis of the ECG in Gävle population study", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki 1976, p.39-52.
110. Rader C.M., "On digital Filtering", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, vol.Au 16, Nr.3, sept.1968, p.303 - 314.
111. Randall R.B., Tech B., "Application of B& K Equipment to Frequency Analysis", Brüel & Kjaer, sept.1977.
112. Riedl H., "Problèmes de l'interpretation automatique de l'ECG", Electromedica, Nr.2/1968, p.50-51.
113. Ruch C. Theodore, Fulton F.John, "Fiziologie medicală și biofizică", Editura medicală, București 1963.
114. Sass D.J., "Time, Date, and Event Code Generator to Identify Physiologic Events Simultaneously Recorded on Magnetic Tape and Oscillographic", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Sept. 1977, p.425-429.
115. Schmid H., "Electronic Analog Digital Conversion", New York 1970.
116. Schwartz Mischa and Shaw Leonard, "Signal Processing. Discrete Spectral Analysis, Detection, and Estimation", Mc GRAW-HILL, New York, 1976.
117. Sheppard C.Louis, ș.a., "The Digital Computer in Surgical Intensive Care Automation", Computer, Iulie 1973, p.29-34.
118. Sheppard J., "Some performance characteristics of commercially available ECG transmission systems"

- Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki 1976, p.11-15.
119. Simoons M.L., ș.a., "On -Line Processing of Orthogonal Exercise Electrocardiograms", Computers and Biomedical Research 8, 1975, p.105-117.
 120. Stallmann W.Friedeman and Pipberger U.Hubert, "Automatic Recognition of Electrocardiographic Waves by Digital Computer", Circulation Research, vol.IX, nov.1961, .p.1138-1143.
 121. Strong Peter, "Biophysical Measurements", Tektronix, 1970.
 122. Swenne C.A. and Duisterhont J.S. "An interactive computized coronary Care monitoring System", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki 1976, p.17-20.
 123. Swenne C.A., "A computized Interactive Coronary Care Unit Monitoring System", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Jan. 1977, p.63-67.
 124. Talman J.L., "A modular approach to ECG/VCG processing", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki 1976, p.60-66.
 125. Taylor K.D., "An FM Telemetry Demodulator for Telephone Pacemaker Clinics", IEEE Transactions on Biomedical Engineering , Jan.1973, p.87-90.
 126. Valenzuela W.R., and Donald J.S., "Pattern Recognition Applied to Monitoring Wave forms", IEEE Transactions ou Biomedical Engineering, Jan. 1975, p-18-24.
 127. Vlaicu R., Ducea C., "Propedeutica bolilor cardio-vasculare", Editura medicală București 1976.

128. Voinea R., Nicu N., "Contribuții românești în bioinginerie și biotehnologie", Lucrările Simpozionului: Contribuții în dezvoltarea aparaturii electronice medicale", Inst. Pol. "Traian Vuia", Timișoara 1978, p.11-22.
129. Weaver S. Charles, ș.a., "Digital Filtering with Applications to Electrocardiogram Processing, IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, sept. 1968, p.350-391.
130. Weiss H. George and Fischmann J. Eugene, "Effect of Surface Electrode Number on Estimates of Cardiac Dipole Moment", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Nr.1, 1970, p.58-64.
131. Weisz T. and Lee H.C., "A controlled Filter for Bio-Electric Potentials", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, march 1978, p.199-201.
132. Whiteman R. John, ș.a., "Automation of Electrocardiographic Diagnostic Criteria", Jama, June 12, 1967, p.932-938.
133. Zăgreanu Ioan, "Electrocardiografie clinică", Editura Dacia, Cluj-Napoca 1976.
134. Zywietz Chr., "Computer analysis of the ECG as part of a hospital information system", Symposium Data Processing in Electrocardiology, Helsinki 1976, p.53-59.