

MINISTERUL EDUCATIEI SI INVATAMINTULUI
INSTITUTUL POLITEHNIC "TRAIAN VUIA" TIMISOARA
FACULTATEA DE ELECTROTEHNICA

ING. POPESCU VIOREL

MODELUL ACTIVITATII ELECTRICE A INIMII SI
UTILIZAREA LUI LA INTERPRETAREA
SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC MASURAT

BIBLIOTECA CENTRALĂ
UNIVERSITATEA "POLITEHNICA"
TIMIȘOARA

Conducător științific:
PROF. DR. ING. EUGEN POP

TIMISOARA - 1981

INSTITUTUL POLITEHNIC TIMISOARA
BIBLIOTECA
423261
Data 344 F

C O N T I N U T

	pag.
Introducere	3
<u>CAPITOLUL I. STRUCTURA ELECTROFIZIOLOGICA A INIMII SI</u>	
GENERAREA SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC	
1.1. Structura sistemului cardiovascular	7
1.2. Celula ca generator bioelectric	8
1.3. Noțiuni de electrofiziologie a inimii	12
1.4. Derivații standard pentru măsurarea semnalului ECG	14
<u>CAPITOLUL II. STADIUL ACTUAL AL MODELARII ACTIVITATII</u>	
INIMII	
2.1. Reprezentarea multipolară a activității electrice a inimii	18
2.2. Reprezentarea multidipolară a activității electrice a inimii	19
2.3. Influența neomogenităților corpului asupra propagării potențialelor generate de inimă	24
2.4. Electrocardiografie inversă	28
2.5. Modelarea pe calculatorul analogic a sistemului circulator	34
2.6. Alte forme de reprezentare a activității electrice a inimii	39
2.7. Concluzii	43
<u>CAPITOLUL III. MODELUL ELECTRIC AL UNUI SEGMENT DE</u>	
MUSCHI CARDIAC	
3.1. Exprimarea matematică a formei de undă a potențialului produs de fibra ventriculară	45
3.2. Exprimarea matematică a potențialului de acțiune al atriilor, nodului S-A și A-V	47
3.3. Simularea potențialului de acțiune cardiac	52
3.4. Dipolul electric al unui segment de mușchi cardiac	53
3.5. Influența ariei segmentului de mușchi cardiac asupra modului dipolului	56
3.6. Utilizarea modelului de segment cardiac la simularea unor afecțiuni	58
<u>CAPITOLUL IV. MODELAREA INTREGII ACTIVITATI ELECTRICE</u>	
A INIMII	
4.1. Exprimarea potențialului de la suprafața corpului în funcție de modulul dipolului	72
	73

4.2. Stabilirea elementelor de volum ale miocardului și a geometriei punctelor de măsură	75
4.3. Algoritmul pentru simularea unui traseu electrocardiografic normal	78
4.4. Filtrarea semnalului electrocardiografic simulat.	85
4.5. Modelarea defectelor de conducție A-V, a infarctului de miocard și a hipertrofiei ventriculare	99
4.6. Interpretarea rezultatelor simulării unor afecțiuni	102
 CAPITOLUL V. FOLOSIREA MODELULUI ACTIVITĂȚII ELECTRICE A INIMII ÎN "ELECTROCARDIOGRAFIA INVERSA"	
5.1. Procedeu de calcul a potențialului cardiac din înregistrările electrocardiografice	116
5.2. Posibilități de utilizare a modelului și în cazul altor afecțiuni cardiace	121
 CAPITOLUL VI. CONCLUZII	
ANEXE	129
Anexa 1. Programul de simulare a semnalului electrocardiografic în cele 12 derivații standard.	130
Anexa 2. Program de calcul al potențialului cardiac din înregistrările electrocardiografice	141
Anexa 3. Reprezentare grafică a derivațiilor D_I , D_{II} , D_{III} pentru un caz normal	142
Anexa 4. Reprezentarea grafică a derivațiilor D_I , D_{II} , D_{III} pentru infarct parțial în V32	147
BIBLIOGRAFIE	152

I N T R O D U C E R E

Imensa literatură de specialitate relevă aproape cotidian, cu îngrijorarea care decurge din aceasta, creșterea morbidității și mai ales a mortalității la bolnavii care se înscriu în aria afecțiunilor cardiovasculare. De aici rezultă interesul deosebit ce li se acordă acestor afecțiuni pe linia studierii multilaterale a lor și, mai ales, pe linia depistării precoce, menită să conducă, înainte de toate, la o profilaxie eficace.

Explorarea electrocardiografică își aduce o contribuție incontestabilă la elucidarea unui vast capitol al patologiei cardiovasculare. Este cunoscut însă faptul că electrocardiografia prezintă anumite limite. Dificultățile diagnosticului electrocardiografic sînt extrem de numeroase și pot fi privite din unghiuri diverse [62, 42, 61, 107, 29, 88].

În primul rînd trebuie stabilită o limită între normal și patologic, între funcțional și organic în practica medicală.

În al doilea rînd, foarte dificilă este circumstanța în care modificarea electrocardiografică surprinsă în traseele standard, vine în contradicție totală cu simptomul clinic.

În al treilea rînd trebuie luată în considerare posibilitatea utilizării și a altor tipuri de explorări (vectocardiografia, echocardiografia), care pot conduce la elucidarea unor neconcordanțe în diagnosticare.

Problema majoră cu care se confruntă astăzi electrocardiografia constă în obținerea a cît mai multe informații despre inimă dintr-o electrocardiogramă, printr-un

efort rezonabil de prelucrare a acesteia. Acest lucru poate fi realizat dacă:

- se cunoaște mecanismul de bază al funcționării celulei cardiace;

- se cunoaște ce legătură există între mecanismul de funcționare al unei celule și activitatea celulelor învecinate;

- se poate explica modul de formare a diferenței de potențial între două puncte la suprafața corpului din potențialele generate de fiecare celulă sau grup de celule ale mușchiului inimii.

În vederea rezolvării unor astfel de probleme, numeroase cercetări au fost îndreptate în direcția cunoașterii aprofundate a fenomenelor ce generează semnalul electrocardiografic. Studiarea activității inimii pe baza datelor furnizate de o electrocardiogramă prezintă o importanță deosebită atât pentru diagnostic cât și pentru terapie. Urmind metodologia clasică de comparare a unui traseu ECG "normal" cu acela al pacientului se formulează diagnosticul.

Tehnica modelării, procedeu des folosit pentru explicarea funcționării unor sisteme mai mult sau mai puțin complexe, și-a găsit aplicabilitate și în cardiologie.

În sens larg, un model matematic al unui fenomen constă într-o reprezentare a aceluși fenomen prin relații matematice. Cercetările recente [100, 57, 37, 60, 61, 64, 66, 97] întăresc convingerea că o metodă posibilă pentru stabilirea unui diagnostic poate să se bazeze și pe utilizarea unui model matematic al activității electrice a inimii.

Obiectivul principal urmărit în lucrarea de doctorat este dezvoltarea unui model al activității electrice a inimii care să prezinte o aplicabilitate clinică mult mai mare decât cele cunoscute în literatura de specialitate. Realizarea acestui obiectiv a necesitat și abordarea unor probleme din domeniul medicinei, în legătura cu fenomenele intime ce au loc în inimă. Acest lucru a permis perfecționarea modelului în sensul furnizării, de către acesta, a unor rezultate care pot fi ușor analizate și interpretate de către medic.

Modelul propus în cadrul lucrării încearcă să răspundă la următoarele probleme:

- cum se poate genera o electrocardiogramă normală sau anormală;

- cum poate fi folosit modelul la interpretarea semnalului electrocardiografic măsurat;

- limitele de variație a parametrilor modelului în vederea depistării unor afecțiuni cardiace.

Lucrarea conține cinci capitole.

În capitolul 1 se prezintă succint câteva elemente legate de funcționarea sistemului circulator, precum și metode de măsurare a semnalului electrocardiografic. În capitolul 2 se sistematizează, după o concepție originală, problemele specifice ale modelării activității inimii. În capitolul 3 se propune un model pentru activitatea electrică a unei zone a mușchiului cardiac. Modelul de segment de mușchi miocardic pune în evidență influența ariei asupra modulului dipolului aferent aceluși segment. Totodată structura propusă pentru model permite și simularea unor afecțiuni zonale. În capitolul 4 se dezvoltă un model pentru întreaga activitate electrică a inimii. Acesta permite obținerea semnalului electrocardiografic în cele 12 derivații standard, precum și simularea unor afecțiuni des întâlnite în practica clinică, cum ar fi: infarctul de miocard, defecte de conducție, hipertrofie ventriculară. În capitolul 5 se abordează determinarea potențialului de acțiune cardiac din înregistrările electrocardiografice. Metoda propusă în acest capitol este verificată și pentru câteva cazuri furnizate de Clinica medicală II a Spitalului clinic nr.2 din Timișoara

Rezultatele obținute confirmă justetea modelului realizat și deschid perspectiva utilizării lui la depistarea și a altor tipuri de boli.

Autorul își exprimă profunda recunoștință conducătorului său științific Prof.dr.ing.Eugen Pop, pentru sprijinul permanent și sfaturile prețioase pe care le-a primit din partea dînsului de-a lungul întregii perioade de pregătire a doctoratului. Indrumările competente, de un înalt nivel științific, au fost de mare utilitate autorului atât

pentru elaborarea tezei de doctorat cât și pentru activitatea didactică.

De asemenea autorul mulțumește prof.dr. Luca Stanciu de la Institutul de medicină din Timișoara, pentru tot sprijinul și facilitățile acordate pentru a dispune de cât mai multe informații de la Clinica medicală II a Spitalului clinic nr.2 din Timișoara.

Pe această cale autorul mulțumește ș.l.dr. Ioan Branea de la Institutul de medicină din Timișoara, pentru discuțiile purtate, pentru receptivitatea dînsului față de tendințele noi de utilizare a calculatoarelor electronice în medicină, pentru entuziasmul cu care a aderat la ideea de bază a acestei lucrări.

Autorul aduce mulțumiri colegilor din Catedra de electronică și măsuri electrice și Catedra de automatică și calculatoare de la Facultatea de electrotehnică, care prin discuțiile purtate au contribuit la finalizarea ideilor prezentate în această lucrare.

CAPITOLUL 1

STRUCTURA ELECTROFIZIOLOGICA A INIMII SI GENERAREA SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC

1.1. Structura sistemului cardiovascular

Elementul principal al sistemului cardiovascular îl constituie inima. In figura 1.1 este redat simplificat întregul sistem circulator.

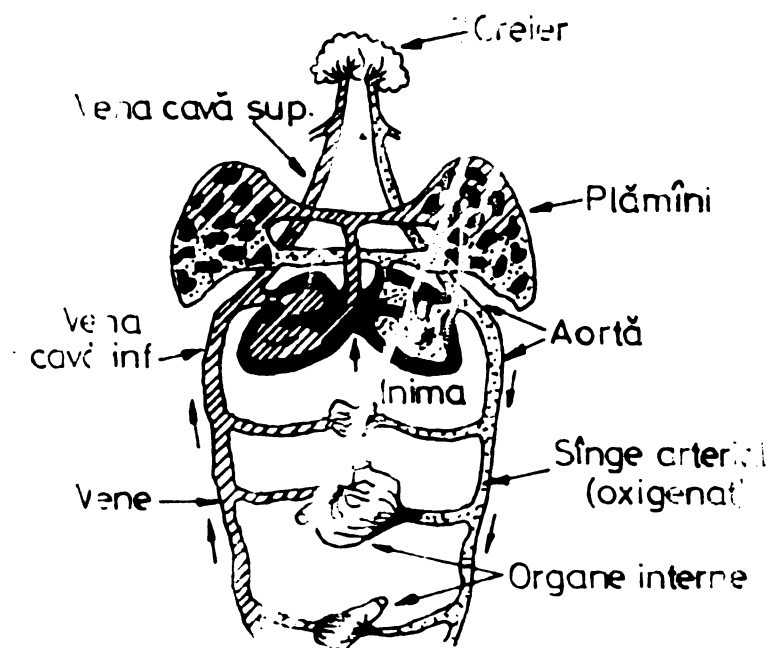


Fig. 1.1

Inima poate fi asimilată cu două pompe legate în serie [94, 80]. Pompa P_1 reprezintă partea dreaptă a inimii și ea asigură circulația sîngelui prin plămîni, iar pompa P_2 reprezintă partea stîngă a inimii și asigură circulația sîngelui prin corp (figura 1.2).

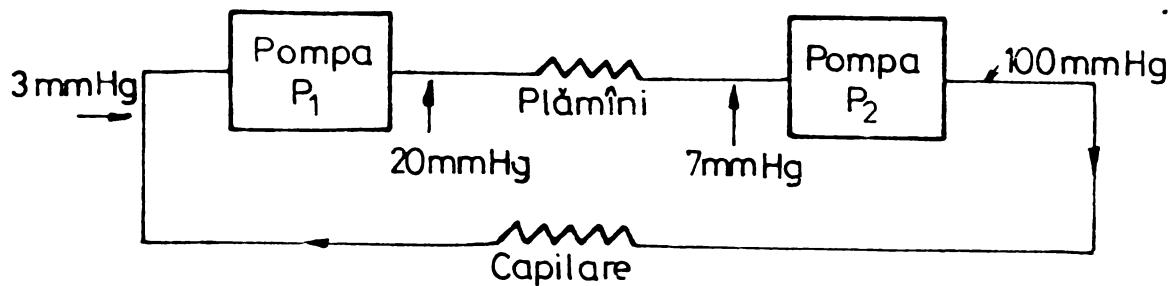


Fig.12

Activitatea mecanică a inimii este generată de contracția mușchilor.

În urma contractării ventricolului stîng sîngele este transportat prin aortă, artere, capilare în tot corpul. La nivelul vaselor capilare are loc schimbul de substanțe nutritive, oxigen și respectiv, toxine și CO_2 . Se spune că sîngele a devenit "albastru". Întoarcerea sîngelui la inimă se face prin vene, vena cavă inferioară și superioară, după care se umple atriul drept. Prin contracția atriului drept sîngele este transferat în ventricolul drept. Urmează apoi o nouă contracție și sîngele este împins spre plămîni pentru oxigenare. Sîngele oxigenat (sîngele "roșu") revine în atriul stîng, este trecut în ventricolul stîng și ciclul se repetă.

1.2. Celula ca generator bioelectric

Activitatea mecanică a inimii este declanșată de o activitate electrică. Pentru explicarea acestei activități electrice, ne vom referi întîi la mecanismul de generare a potențialului de acțiune al unei celule.

Asimetria dintre concentrația ionică din interiorul și exteriorul unei celule, precum și permeabilitatea selectivă a membranei celulare stau la baza creerii diferenței de potențial electric celular.

Cercetările experimentale au arătat că diferența de concentrație a ionilor de Na și K dintr-o celulă nervoa-

să corespund cifrelor indicate în figura 1.3.

Diferența de potențial creată de cele două concentrații se poate calcula pe baza relației lui Nerst [94, 54]:

$$\text{Potențial [mV]} = 61,6 \log \frac{\text{Concentrația pe de o parte a membranei}}{\text{Concentrația pe de altă parte a membranei}}$$

În stare de repaus (figura 1.4) membrana este moderat permeabilă pentru ionii de K, adică ionii de potasiu pot trece relativ ușor prin membrană. Această membrană este însă aproape impermeabilă pentru ionii de Na. În urma schimbului de ioni din interiorul și exteriorul celulei curentul total prin membrană este zero și potențialul intern al celulei este de aproximativ -90 mV.

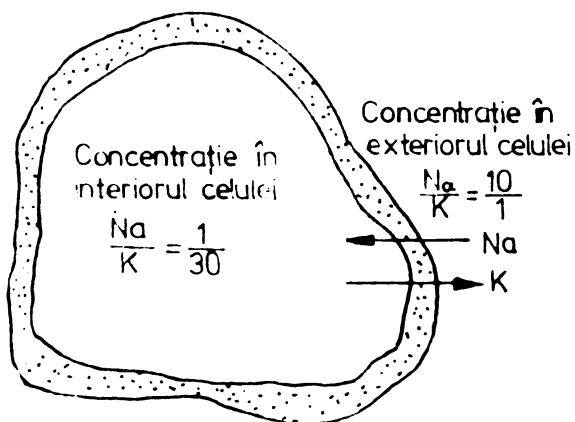


Fig. 1.3

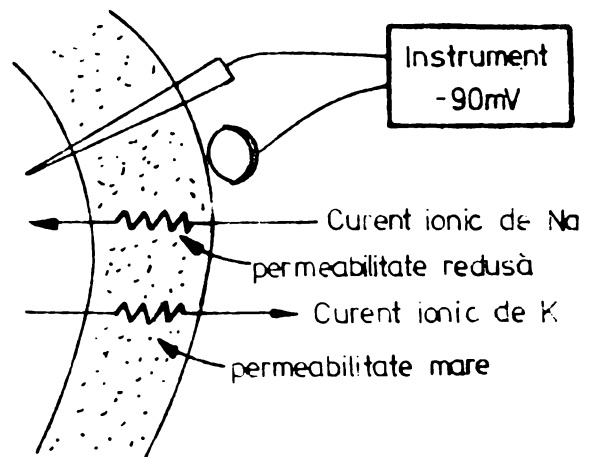


Fig. 1.4

Când celula primește un impuls de stimulare caracteristicile membranei la locul de stimulare se schimbă și ca urmare, se modifică și valorile curenților ionici. În urma stimulării, permeabilitatea membranei pentru ionii de K rămâne aceeași, iar pentru ionii de Na crește. Prin urmare, ionii de Na pătrunși în celulă ridică potențialul de repaus spre valori pozitive. Creșterea permeabilității membranei pentru ionii de Na se datorește reducerii diferenței

de potențial la locul de excitație. Această creștere determină sporirea pătrunderii ionilor de Na în celulă și deci se reduce în continuare diferența de potențial de membrană. Rezultă că procesul de depolarizare poate fi caracterizat ca o reacție pozitivă în mecanismul de funcționare a celulei sub influența unui stimul.

După încetarea stimulului membrana revine în starea inițială. Curentul ionilor de Na devine mult mai mic decât curentul ionilor de K și potențialul celulei ajunge din nou la -90 mV .

Existența a unor zone depolarizate și nedepolarizate în imediata apropiere va provoca stabilirea unor curenți din și spre interiorul celulei. Acești curenți vor reduce diferența de potențial în zonele nedepolarizate. Când această reducere atinge o anumită limită, -60 mV [94], mecanismul de reacție pozitivă a permeabilității membranei pentru ionii de Na va declanșa depolarizarea rapidă. Depolarizarea va cuprinde întreaga celulă (fig.1.5).

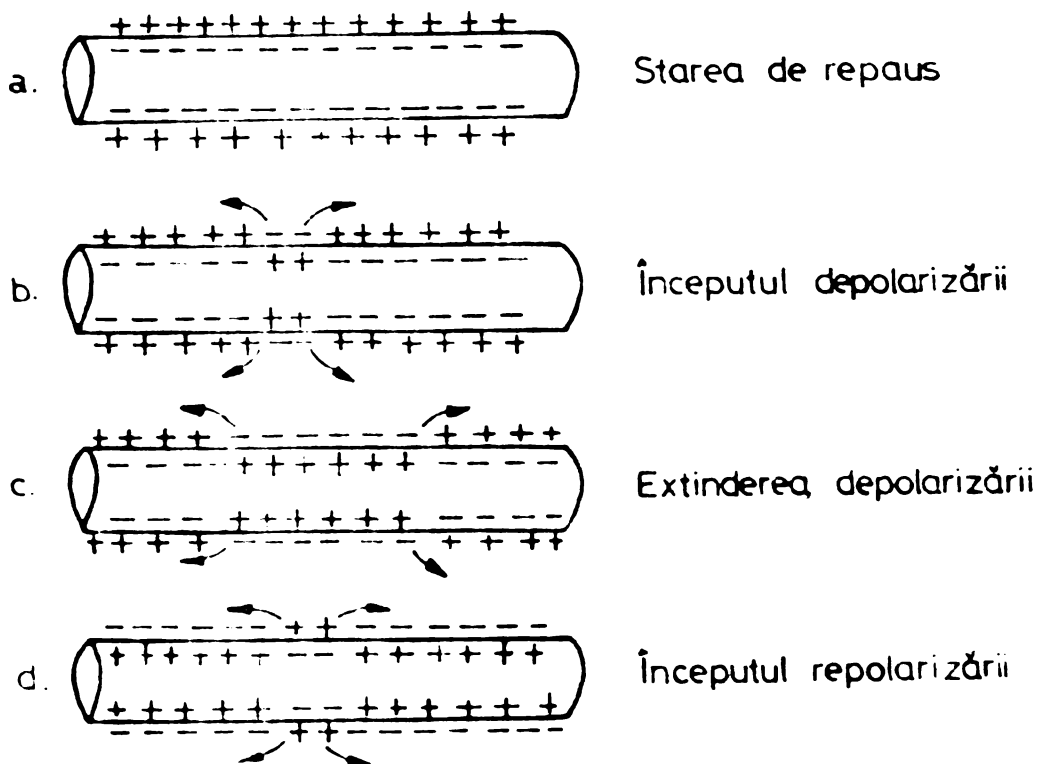


Fig.1.5

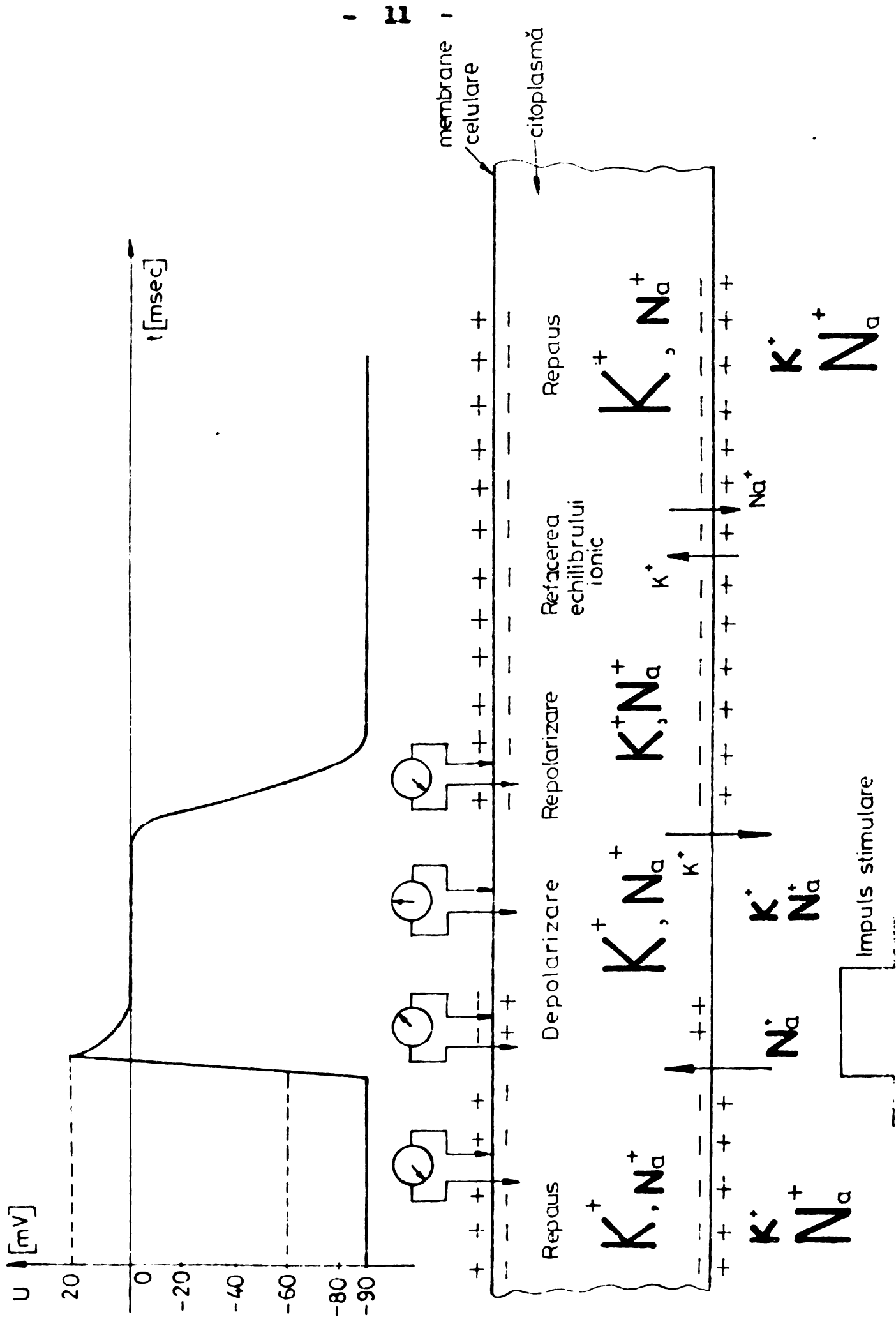


Fig.1.6

O reprezentare sugestivă a procesului de depolarizare și repolarizare a unei celule și generarea potențialului de acțiune celular, ținând cont de schimbările de ioni este reprezentată în fig.1.6 [94, 99].

1.3. Noțiuni de electrofiziologie a inimii

Inima este formată din 3 tipuri de celule:

- musculare (atriale și ventriculare);
- nervoase (nodul sinoatrial și atrioventricular);
- musculare conductoare.

Atriul drept conține un centru nervos denumit nodul sinoatrial (S-A), ce posedă proprietatea de a iniția ciclul de funcționare al inimii. Impulsurile generate de nodul S-A stimulează contracția mușchilor atriului. Aceste impulsuri traversează atriul prin fibre musculare conductoare până la nodul A-V, declanșând depolarizarea acestuia. Ele nu vor traversa atriul instantaneu, fapt ce va permite conținutului atriilor să treacă în ventricole înainte ca să aibă loc contracția ventriculară.

La rândul lui, nodul A-V va genera impulsuri care vor fi transmise prin fascicolul lui His spre tot miocardul. Pe măsura propagării undei de depolarizare are loc contracția miocardului și pomparea sîngelui în corp.

Rezultă că întreg ciclul de funcționare a inimii și deci de pompare a sîngelui, este asigurat de procesul de depolarizare și repolarizare a centrilor nervoși S-A și A-V.

Aceste fenomene sînt însoțite de manifestări electrice. Numeroase investigații au fost efectuate cu scopul de a cunoaște fenomenul de generare și propagare a potențialelor create de inimă. Dintre studiile cele mai reprezentative în această direcție se pot aminti [54, 101, 21, 29, 30, 107].

Cele mai caracteristice forme de variație în timp a potențialului de acțiune în cîteva zone ale inimii sînt redată calitativ în figura 1.7.b. [54].

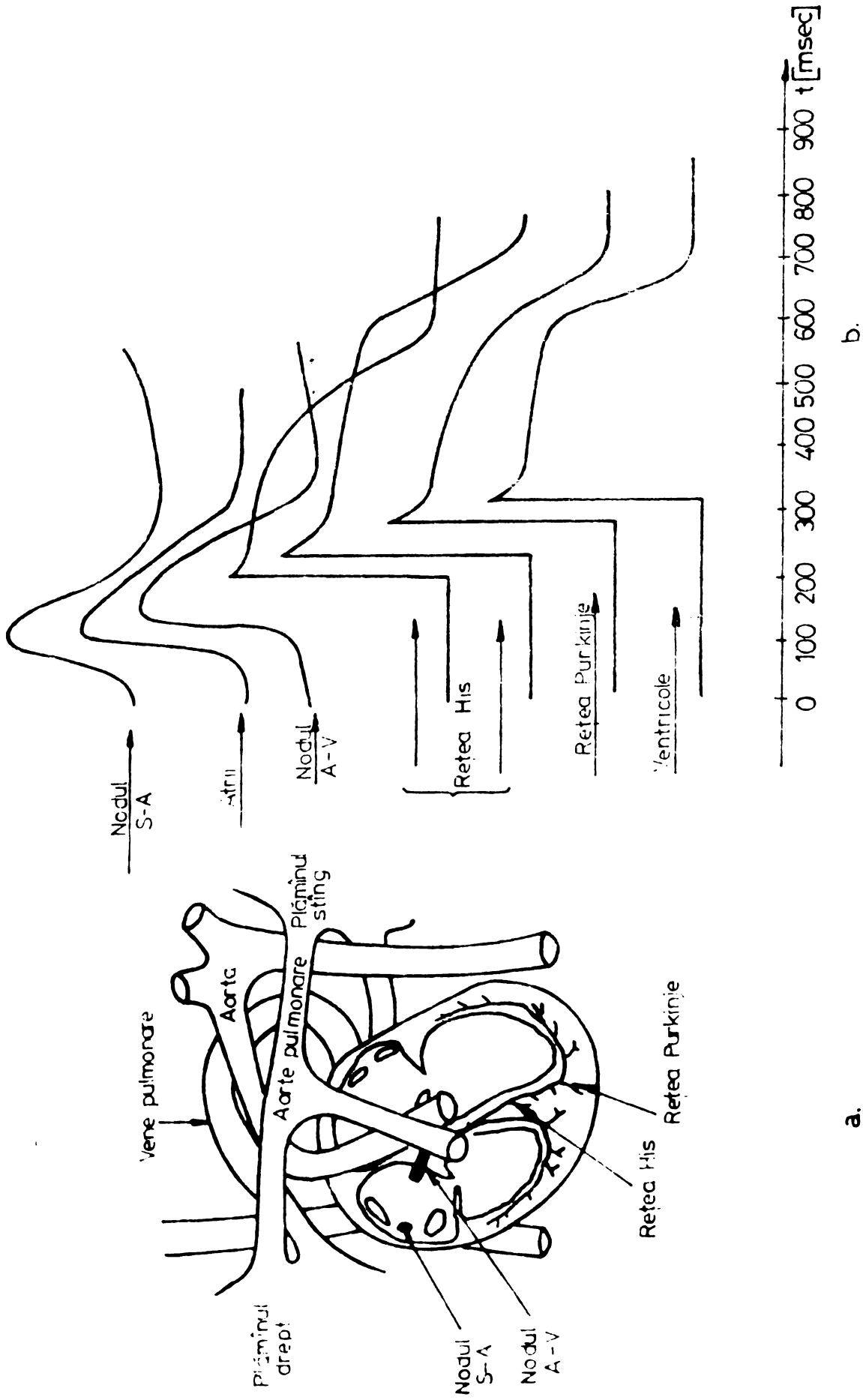


Fig.1.7

1.4. Derivații standard pentru măsurarea semnalului ECG

Prin electrocardiografie se înțelege procesul de măsurare a activității electrice a inimii la suprafața corpului omensc. Unda ECG este compusă din 3 elemente:

- unda P, generată de depolarizarea atriiilor;
- complexul QRS, generat de depolarizarea ventriculară;

- unda T, generată de repolarizarea ventriculară.

În figura 1.8 este ilustrat un semnal ECG standard [94].

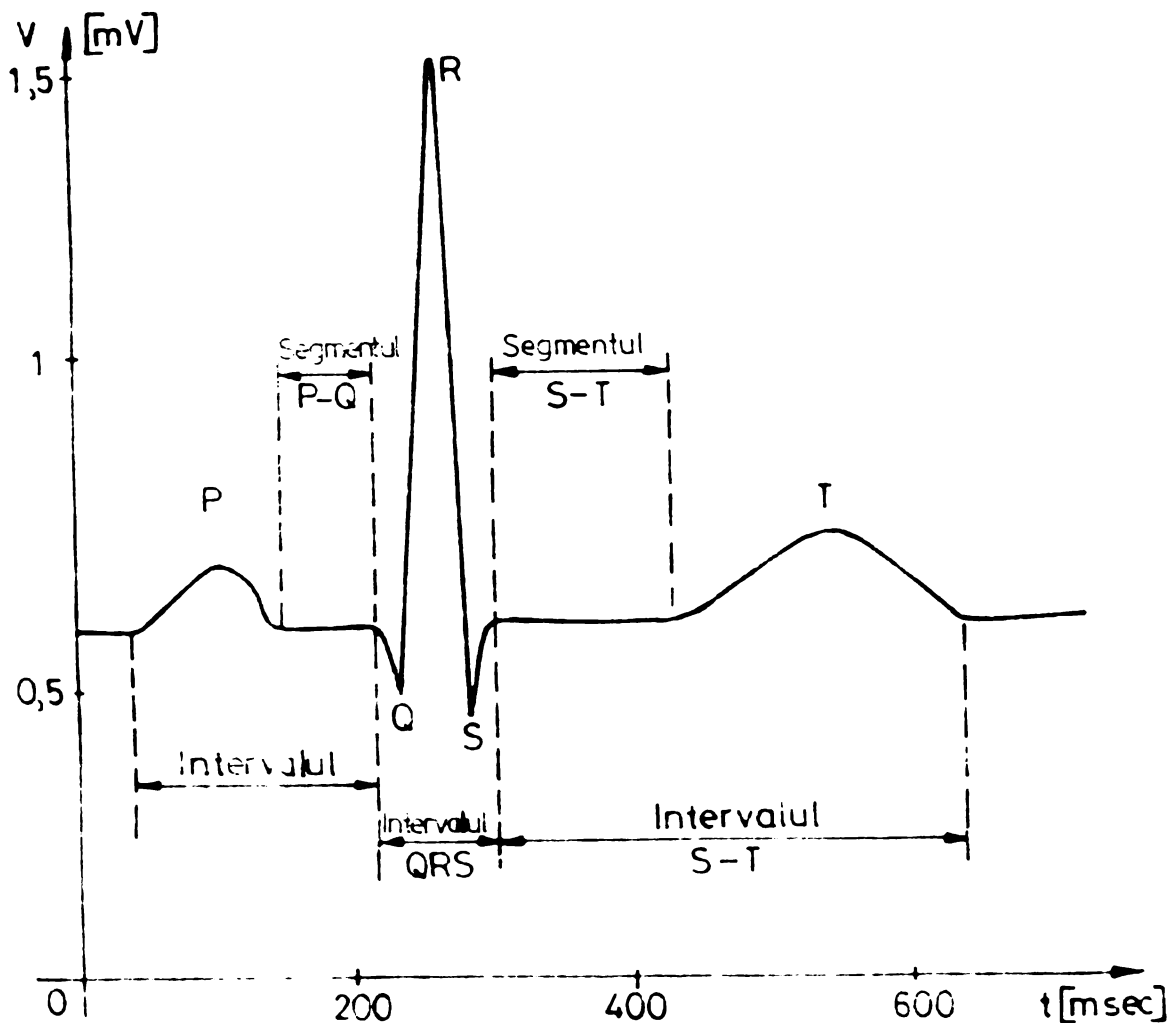


Fig.1.8

Măsurarea activității electrice a inimii cu ajutorul electrocardiografului se bazează pe măsurarea proiec-

ției vectorului cardiac rezultat în cele 3 plane de referință: planul frontal, planul transversal și planul sagittal.

Măsurătorile în planul frontal constau în determinarea proiecțiilor vectorului cardiac pe un sistem de axe ce formează între ele un unghi de 60° (triunghiul lui Einthoven) (figura 1.9) [94, 106] :

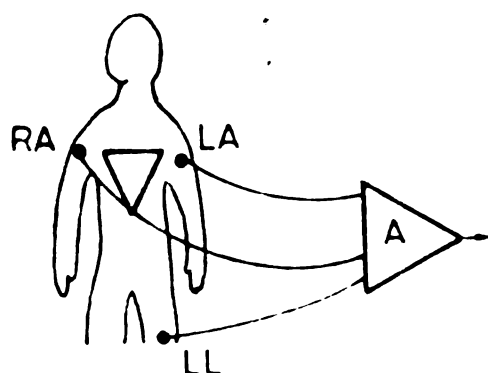


Fig.19

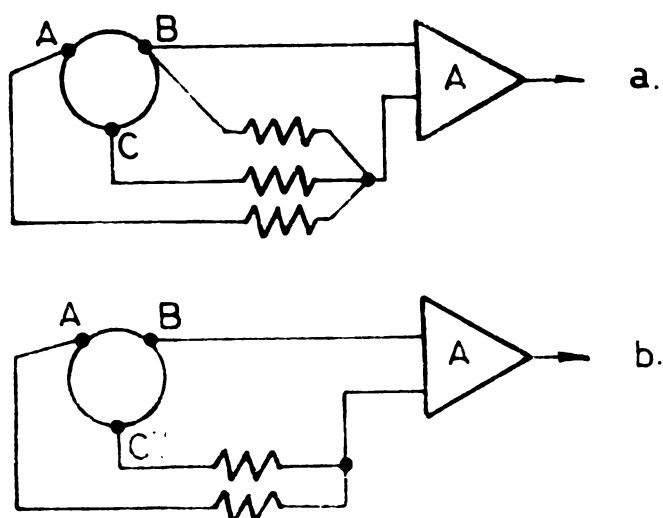


Fig.110

Aceste înregistrări sînt cunoscute sub numele de măsurări bipolare (derivații bipolare). Se numește derivație bipolară o înregistrare la care cei doi electrozi sînt electrozi exploratori. Axa de explorare a unei derivații bipolare trece prin cei doi electrozi.

$$\begin{aligned} D_I &= v_{LA} - v_{RA} \\ D_{II} &= v_{LL} - v_{RA} \\ D_{III} &= v_{LL} - v_{LA} \end{aligned} \quad (1.1)$$

În măsurări unipolare (derivații unipolare) se înțelege înregistrarea potențialelor în fiecare din cele 3 extremități (brațul drept, brațul stîng, piciorul stîng) prin crearea unui electrod indiferent ce însumează potențialele de la cele 2 extremități (figura 1.10) [89].

Diferența de potențial de la intrarea amplificatorului, pentru cazul din figura 1.10.a, este

$$U = v_B - \frac{v_A + v_B + v_C}{3} = \frac{2v_B - v_A - v_C}{3}$$

Dacă se utilizează configurația din figura 1.10.b diferența de potențial de la intrare este:

$$U = v_B - \frac{v_A + v_C}{2} = \frac{2v_B - v_A - v_C}{2}$$

Rezultă că la aceleași valori ale semnalului de intrare, prin această derivație unipolară semnalul de amplificat este mai mare. Aceste derivații unipolare se realizează ca în figura 1.11.

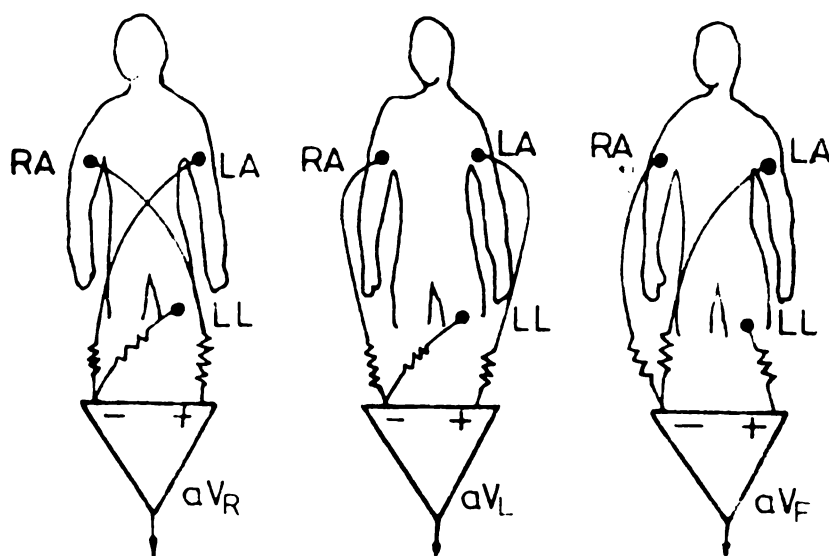


Fig.1.11

$$\begin{aligned} aV_R &= RA - (LL+LA)/2 \\ aV_L &= LA - (RA+LL)/2 \\ aV_F &= LL - (RA+LA)/2 \end{aligned} \tag{1.2}$$

În cazul măsurării activității electrice a inimii în planul transversal se procedează după cum urmează:

Se crează un electrod indiferent prin însumarea potențialelor de la brațul drept, brațul stâng și piciorul stâng, iar al doilea electrod se plasează pe torace în diferite puncte (figura 1.12).

Măsurarea în planul sagital constă în introducerea unui electrod prin esofag pînă în dreptul inimii [94].



Fig.1.12

Acest procedeu prezintă interes doar pentru faptul că electrodul de măsură se află în imediata apropiere a inimii.

123261
322 F

CAPITOLUL 2

STADIUL ACTUAL AL MODELĂRII ACTIVITĂȚII INIMII

În urma studiului literaturii de specialitate s-au conturat principalele direcții spre care au fost îndreptate cercetările privind modelarea activității inimii.

Se constată, ca o trăsătură comună, efortul tuturor cercetătorilor de a elucidă legătura cauzală între potențialele măsurate la suprafața corpului omenesc și potențialele create de inimă, legătură ce poate fi exprimată la modul general astfel:

$$Y = A.F \quad (2.1)$$

unde:

- F, este un vector cu "n" dimensiuni, conținând informații asupra comportării în timp a potențialelor mușchiului cardiac;

- Y, este un vector cu "m" dimensiuni conținând modul de variație în timp a potențialelor măsurate pe corp;

- A, matrice cu "m x n" dimensiuni.

Analizând modul de abordare, procedeele folosite precum și rezultatele obținute, se poate afirma că în vastul domeniu al modelării activității inimii s-au conturat următoarele direcții:

1) analize activității electrice utilizând reprezentarea multipolară;

2) analiza activității electrice utilizând reprezentarea multipolară;

3) determinarea influenței altor organe (plămâni, vesut muscular, etc.) asupra propagării potențialelor gene-

rate de inimă;

4) determinarea potențialelor create de mușchiul cardiac din potențialele măsurate la suprafața corpului (electrocardiografia inversă);

5) modelarea pe calculatorul analogic a sistemului circulator;

6) alte forme de reprezentare a activității electrice a inimii.

Trebuie subliniat faptul că în literatura de specialitate, așa cum va rezulta și din prezentarea ulterioară, există lucrări care abordează simultan două sau mai multe direcții ale clasificării mai sus menționate.

2.1. Reprezentarea multipolară a activității electrice a inimii

Ideea de reprezentare multipolară a activității electrice a inimii a fost enunțată pentru prima dată, de D.B.Geselowitz în 1960 [34]. Modelul propus de el și reluat în [35, 65, 105] permite calculul potențialului creat la suprafața corpului, echivalând inima printr-un generator electric multipolar.

Sursa electrică de potențial β , este plasată într-un volum conductor v , caracterizat prin conductivitatea σ . fie ρ distanța de la un element de volum de coordonate (r, θ, φ) aparținând volumului conductor la un punct fix $P(r', \theta', \varphi')$ situat în afara volumului conductor. Făcând cont de teorema lui Green [67, 90]

$$\int_v \left[\frac{1}{\rho} \nabla^2 \phi - \phi \nabla^2 \left(\frac{1}{\rho} \right) \right] dv =$$

$$= \int_s \left[\frac{1}{\rho} \frac{\partial \phi}{\partial n} - \phi \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{\rho} \right) \right] ds \quad (2.2)$$

și de ecuația lui Poisson :

$$\phi'(P) \equiv \frac{1}{4\pi\sigma} \int_v \frac{J_v}{\rho} \quad (2.3)$$

unde J_v este densitatea volumetrică de sarcini a sursei,

se poate exprima potențialul creat de sursă într-un punct P din afara mediului conductor prin relația :

$$\phi'(P) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_S \phi \nabla\left(\frac{1}{r}\right) dS \quad (2.4)$$

Cunoscând că inversul distanței de la punctul (r, θ, φ) la (r', θ', φ') , dacă $r' > r$, se poate exprima sub forma :

$$\frac{1}{r} = \frac{1}{r'} \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^n \left(\frac{r}{r'}\right)^n (2-\delta_m^0) \frac{(n-m)!}{(n+m)!} \cdot P_n^m(\cos \theta) P_n^m(\cos \theta') \cos m(\varphi - \varphi') \quad (2.5)$$

unde $\int_m^0 = 1$ pentru $m=0$, 0 pentru $m \neq 0$, iar P_n^m sînt polinoame Legendre asociate, potențialul creat de sursă în punctul P se calculează cu relația :

$$\phi'(P) = \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^n \left(\frac{1}{r'}\right)^n (2-\delta_m^0) \frac{(n-m)!}{(n+m)!} P_n^m(\cos \theta') \int_S \phi dS_r \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r} dS_{\theta} \frac{\partial}{\partial \theta} + \frac{1}{r \sin \theta} dS_{\varphi} \frac{\partial}{\partial \varphi} \cdot r^n P_n^m(\cos \theta) \cos m(\varphi - \varphi') \quad (2.6)$$

Relația de mai sus poate fi scrisă și sub forma:

$$\phi'(P) = \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^n \left(\frac{1}{r'}\right)^{n+1} (a_{nm} \cos m\varphi' + b_{nm} \sin m\varphi') \cdot P_n^m(\cos \theta') \quad (2.7)$$

unde a_{nm} și b_{nm} sînt coeficienți ce țin cont de densitatea volumetrică de sarcină a sursei. Semnificația constantelor întregi n și m este următoarea:

n - indică ordinul multipolului (dacă $n=1$, avem un dipol, dacă $n=2$ cuadrupol, dacă $n=3$ avem octupol etc.);

m - indică numărul componentelor multipolului.

Un multipol de ordinul n conține $(2n+1)$ componente.

Pe baza relațiilor de legătură între coordonatele sferice și cele rectangulare:

$$\begin{aligned} dS_r &= dS_z \cos \theta + dS_x \cos \varphi \sin \theta + dS_y \sin \varphi \sin \theta \\ dS_{\theta} &= -dS_z \sin \theta + dS_x \cos \varphi \cos \theta + dS_y \sin \varphi \cos \theta \\ dS_{\varphi} &= -dS_x \sin \varphi + dS_y \cos \varphi \end{aligned} \quad (2.8)$$

precum și cu ajutorul câtorva funcții Legendre asociate :

$$\begin{aligned}
 P_0^0(\cos \theta) &= 1 \\
 P_1^0(\cos \theta) &= \cos \theta \\
 P_1^1(\cos \theta) &= \sin \theta \\
 P_2^0(\cos \theta) &= \cos^2 \theta - 1/2 \sin^2 \theta \\
 P_2^1(\cos \theta) &= 3 \cos \theta \sin \theta \\
 P_2^2(\cos \theta) &= 3 \sin^2 \theta
 \end{aligned}
 \tag{2.9}$$

se pot calcula coeficienții a_{nm} și b_{nm} în coordonate rectangulare :

$$\begin{aligned}
 a_{10} &= \int \sigma \phi dS_z \\
 a_{11} &= \int \sigma \phi dS_x \\
 b_{11} &= \int \sigma \phi dS_y \\
 a_{20} &= \int \sigma \phi (z dS_z - x dS_x - y dS_y) \\
 a_{21} &= \int \sigma \phi (z dS_x + x dS_z) \\
 b_{21} &= \int \sigma \phi (z dS_y + y dS_z) \\
 a_{22} &= \frac{1}{2} \int \sigma \phi (x dS_x - y dS_y) \\
 b_{22} &= \frac{1}{2} \int \sigma \phi (y dS_x + x dS_y)
 \end{aligned}
 \tag{2.10}$$

În relațiile (2.10) x , y , z sînt coordonatele unui punct de pe suprafața S , iar dS_x , dS_y , dS_z sînt proiecțiile elementului de suprafață pe cele 3 plane ale sistemului rectangular de referință.

Se observă că în modelul multipolar componentele unui multipol depind de potențialul de suprafață ϕ , de mărimea suprafeței corpului, de conductivitate și de originea sistemului de referință. Componentele dipolului nu depind de coordonatele punctelor de pe suprafața corpului unde se măsoară potențialul creat, pe cînd componentele cuadrupolului depind de coordonatele acestor puncte.

Modelul multipolar ia în considerare o singură conductivitate. Influența conductivității diverselor țesuturi și organe ale corpului omenesc nu este luată în considerare.

. Au fost imaginate o serie de modele experimentale care să verifice conceptul de generator multipolar al inimii. Scopul unor astfel de determinări a fost, însă, să calculeze componentele multipolare din potențialele de suprafață [98, 47, 48, 66].

O primă încercare de punere în evidență a semnificației fizice a reprezentării multipolare a activității electrice a inimii a fost prezentată în [98]. Autorii experimentului au folosit o inimă de animal mic pe care au plasat-o într-o sferă, cu un diametru de 6,35 cm, ce conținea un mediu omogen din punct de vedere electric. Inima era activată din exterior, iar pe suprafața sferei erau plasați un număr de 20 de electrozi. Potențialele măsurate pe suprafața sferei, pe durata a două cicluri ale inimii au fost prelucrate în vederea determinării componentelor dipolului, cuadrupolului și octapolului.

. Configurația multipolară a generatorului electric ce echivala inima s-a dedus rezolvând ecuația matricială

$$[P] = [C] \cdot [\Phi] \quad (2.11)$$

unde:

- P este matricea coloană a componentelor multipolare;

- Φ este matricea potențialelor măsurate la suprafața sferei;

- C este matricea coeficienților de transfer.

Calculul matricii coeficienților de transfer s-a făcut utilizând același model sferic, potențialele măsurate la suprafață cu cei 20 de electrozi erau create de o sursă de construcție specială, plasată în centrul sferei.

Rezultatele studiului nu sînt semnificative. Mediul în care a fost plasată inima animalului are aceeași conductivitate. Dimensiunile sferei sînt mici în raport cu cele ale inimii pentru a nu atenua influența componentelor multipolare de ordin superior. Nu este analizată semnificația fizică și electrofiziologică a componentelor multipolare de ordin superior.

O metodă mai eficientă de studiere a activității electrice a inimii și care poate furniza rezultate a căror

formă se apropie de vectocardiografie a fost dezvoltată de P.Kneppo în [47, 48, 49]. Metoda are la bază reprezentarea multipolară a activității electrice a inimii.

Sistemul electronic conceput permite determinarea automată a componentelor dipolului, cuadrupolului direct din măsurarea potențialelor de la suprafață ținând cont de dimensiunile geometrice ale toracelui. Autorul a pus în evidență, așa după cum rezultă și din [102, 0, 52] importanța numărului și locul punctelor de măsură de pe torace.

Construcția instalației electronice de măsurare a potențialelor și de calculare a coordonatelor punctelor de măsură, se bazează pe ipoteza că toracele poate fi aproximat cu un cilindru a cărui axă coincide cu axa verticală a corpului. Axele sistemului de coordonate păstrează aceeași orientare ca în cazul măsurătorilor vectocardiografice (figura 2.1.a). Electrozii de măsură, în număr de 18, sînt situați în același plan și se dispun pe circumferința toracelui ca în figura 2.1.b.

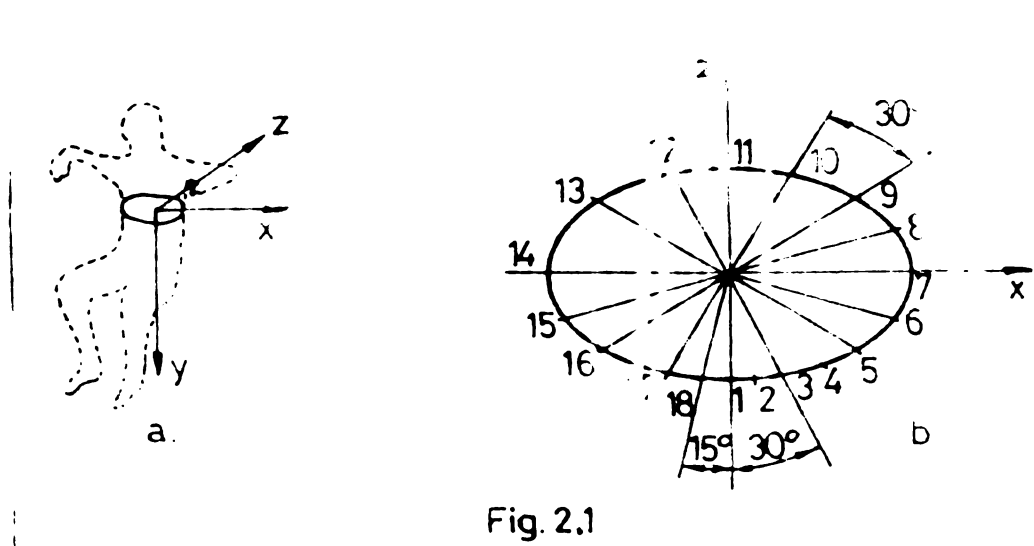


Fig. 2.1

Cunoscînd potențialele în cele 18 puncte de măsură precum și coordonatele punctelor de măsură, pe baza relațiilor (2.10) s-au determinat componentele dipolului și cuadrupolului.

Analizînd rezultatele prezentate de autor se pot face următoarele afirmații

- nu au fost luate în considerare conductanțele diferitelor organe sau țesuturi. S-a considerat aceeași conductanță pentru întreg corpul;

- traiectoria descrisă de vectorul rezultat format din componentele dipolului a_{10} , a_{11} , b_{11} se aseamănă cu o vectocardiogramă. Inseamnă că componentele cuadrupolului nu pot furniza informații suplimentare față de vectocardiograma cunoscută pînă în prezent;

- metoda a fost verificată pe 6 persoane. Vectocardiogramele obținute diferă de la caz la caz prin mărime și formă. Nu sînt explicate cauzele care au condus la obținerea acestor diferențe.

2.2. Reprezentarea multidipolară a activității electrice a inimii

Prin reprezentarea multidipolară a inimii se înțelege o echivalare a activității electrice a acesteia printr-un set de dipoli care sînt variabili în timp și spațiu. O abordare simplistă a acestui concept a fost realizată pentru prima dată de Young și Huggins în 1962 [15]. Ei au afirmat că într-un punct oarecare din spațiu tridimensional, ^{potențialul} ~~o~~ funcție de timp, poate fi exprimat ca o combinație de mai multe funcții ortonormale $U_1(t)$, $U_2(t)$...
... $U_m(t)$:

$$v(r, \theta, \varphi, t) = \sum_{K=1}^m C_K(r, \theta, \varphi) \cdot U_K(t) \quad (2.12)$$

unde coeficienții C_K sînt funcții numai de dimensiunile corpului, iar

$$\int U_i(t) \cdot U_j(t) dt = 0 \quad \text{pentru } i \neq j$$

Aplicînd teoria valorilor proprii, calculul coeficienților C_K se face ușor datorită ortogonalității funcțiilor $U_K(t)$.

Metoda propusă poate fi aplicată numai în vectocardiografie întrucît acolo există posibilitatea găsirii a trei funcții ortogonale U_x , U_y , U_z . Rezultatele obținute

nu sînt semnificative, dar lucrarea prezintă interes prin faptul că afirmă că activitatea electrică a inimii poate fi exprimată prin funcții de timp.

În 1966 R.C.Barr [5] a prezentat o metodă de calcul a potențialelor pe suprafața și interiorul unui corp ce conține o sursă de curent. În cazul unui mediu omogen de conductivitate σ , potențialul în interiorul suprafeței S

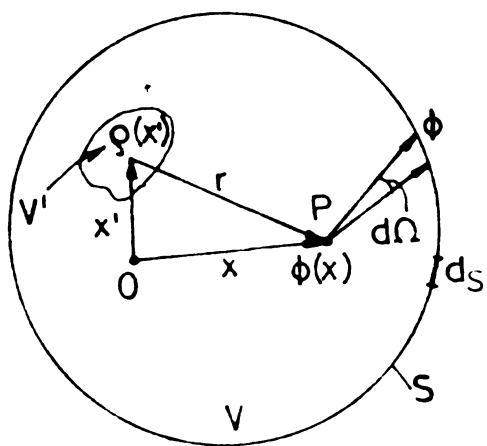


Fig.2.2

(figura 2.2), ținînd cont de formulările matematice date în [67, 90 și 96], se poate exprima astfel:

$$\phi(x) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho(x')}{r} dv' + \frac{1}{4\pi} \int \phi d\Omega \quad (2.13)$$

$\rho(x')$ reprezintă densitatea volumetrică de sarcină din volumul v' .

Relația de mai sus poate fi scrisă și sub forma:

$$\phi(x) \sim \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho(x')}{r} dv' + \sum_{j=1}^n \frac{1}{4\pi} \phi_j \cdot \Delta\Omega_j \quad (2.14)$$

unde ϕ_j este potențialul în segmentul "j" al suprafeței S, iar $\Delta\Omega_j$ este unghiul solid elementar al aceluiași segment.

Potențialul $\phi(x)$ din membrul stîng este potențialul dintr-un punct oarecare din interiorul suprafeței S. Acest punct poate fi localizat și în interiorul unui element "i" de pe suprafața S. În aceste condiții:

$$\phi(x) = \phi_i = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \rho \frac{dv'}{r} + \sum_{j=1}^n \frac{1}{4\pi} \phi_j \Delta\Omega_j \quad (2.15)$$

Însumarea efectuîndu-se pentru toate cele n elemente de suprafață, pentru potențialul ϕ_i se obține expresia:

$$\phi_i = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho}{r} dv' + \sum_{j=1, j \neq i}^n \frac{1}{4\pi} \phi_j \Delta\Omega_j + \frac{2\pi}{4\pi} \phi_i \quad (2.16)$$

sau

$$\frac{1}{2} \phi_i + \sum_{j=1, j \neq i}^n \left(-\frac{\Delta \Omega_j}{4\pi}\right) \phi_j = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho}{r} dv' \quad (2.17)$$

Ecuația (2.17) stabilește legătura între potențialele de suprafață și sarcina din interiorul suprafeței și plasînd punctul i în fiecare suprafață elementară de pe suprafața exterioară S , se obține un sistem de ecuații de forma:

$$A_{i1} \phi_1 + A_{i2} \phi_2 + \dots + A_{in} \phi_n = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho}{r} dv' \quad (2.18)$$

Dacă se notează cu

$$B_i = \frac{1}{4\pi\sigma} \int \frac{\rho}{r} dv' \quad (2.19)$$

relația (2.18) se poate pune sub formă matricială după cum urmează :

$$[A] \cdot [\phi] = [B] \quad (2.20)$$

Matricea $[A]$ depinde numai de caracteristicile suprafeței exterioare S , iar matricea $[B]$ depinde de sarcina electrică ce se află în interiorul suprafeței.

Autorii au dedus o relație asemănătoare cu relația (2.17) și pentru cazul cînd suprafața S conține două medii de conductivități diferite σ_1, σ_2 .

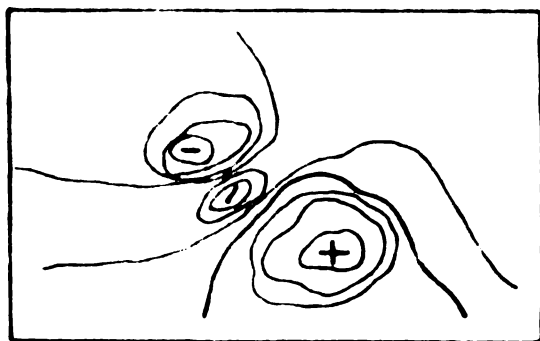
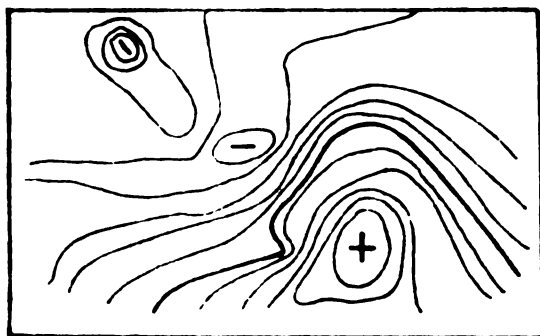


Fig 2.3

Pe baza relației (2.17) au fost ridicate hărți de potențiale create de un dipol pe suprafața unei sfere și a unui cilindru. Mediul din interiorul corpurilor a fost presupus omogen și cu conductivitate constantă.

O verificare experimentală a teoriei enunțate a fost făcută prin măsurarea potențialelor electrice pe suprafața toracelui unui cîine în timpul depolarizării ventriculare. Figura 2.3.a

reprezintă liniile echipotențiale pe suprafața unui cilindru, iar figura 2.3.b liniile echipotențiale la suprafața toracelui animalului. Rezultatele obținute nu sînt semnificative. Inima a fost echivalată cu un singur dipol. Corpul a fost caracterizat doar prin 2 conductivități. Nu se precizează după ce criterii au fost alese valorile lui $\sqrt{1}$ și $\sqrt{2}$.

Aceeași problemă este abordată în [58] și [91]. Se propun soluții de determinare a potențialului la suprafața de separație din două medii cu conductivități diferite. Nu sînt prezentate rezultatele finale ale modelului propus și nu s-au făcut verificări ale metodei la corpul uman.

Un model multidipolar complex al activității electrice a inimii a fost dezvoltat de B.N.Cuffin în [17]. Inima a fost divizată în 20 de segmente, fiecare segment fiind modelat de un dipol localizat în centrul de greutate al segmentului. Modulul unui dipol este determinat cu ajutorul unor integrale de suprafață a diferenței de potențial dintr-un segment. Determinarea potențialelor din fiecare segment a fost făcută cu ajutorul sistemului de microelectrozi realizat de către Durrer [21].

Considerînd corpul omogen, potențialul de la suprafața corpului se exprimă prin următoarea ecuație matricială

$$[\phi] = [C] \cdot [D] \quad (2.21)$$

unde $[\phi]$ este matricea potențialelor de la suprafața corpului, $[D]$ este o matrice coloană ce conține modulul dipolilor, iar $[C]$ este matricea coeficienților de transfer. Determinarea coeficienților de transfer se face cu ajutorul metodei dată în [3], [45] care presupune modelarea toracelui printr-un număr de suprafețe triunghiulare a căror arie trebuie în prealabil cunoscută.

Rezultatele procesului de simulare pe baza modelului propus sînt ilustrate în figura 2.4.

Se desprind următoarele concluzii :

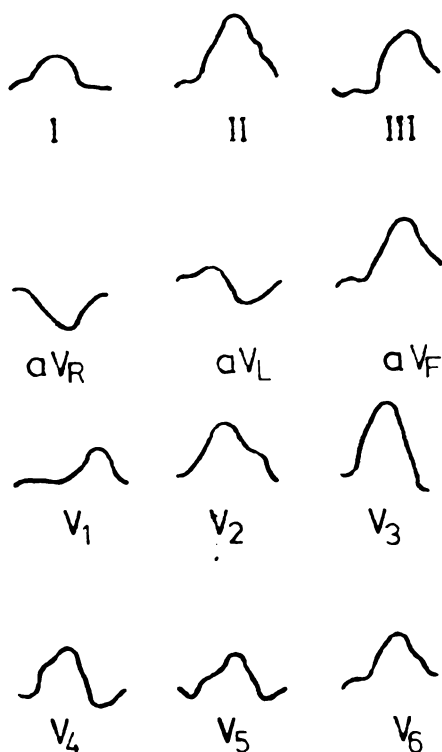


Fig. 2.4

- complexul QRS este puternic deformat. Nu există o concordanță între amplitudinea și durata undelor furnizate de model și cele din realitate;

- modelul nu pune în evidență existența undei T care caracterizează procesul de repolarizare ventriculară;

- în model nu a fost luată în considerare activitatea atriiilor;

- modelul reclamă cunoașterea poziției dipolilor față de un sistem de axe de coordonate. Acest

lucru cere să se cunoască poziția fiecărui segment de mușchi cardiac față de sistemul de axe de coordonate.

2.3. Influența neomogenităților corpului asupra propagării potențialelor generate de inimă

Distribuția potențialului la suprafața corpului depinde pe de o parte de activitatea electrică a inimii, iar pe de altă parte de proprietățile electrice ale țesuturilor. Aceste proprietăți au fost studiate de mulți cercetători [46, 89, 13, 31]. Ei au constatat că singele în imediata apropiere a inimii (în aortă, vena cavă superioară etc.) prezintă o conductivitate de circa 5 ori mai mare decât a altor țesuturi. Tesuturile grase au o conductivitate redusă. Plămîni cu conținutul de aer și puternica vascularizație au o conductivitate, care se modifică în cursul unui ciclu de funcționare al inimii.

Pe de altă parte, s-a emis ipoteza că țesuturile vii prezintă proprietăți de impedanță. Experimentele efectuate cu țesuturi izolate au evidențiat comportarea capa-

citivă și inductivă chiar și în domeniul frecvențelor audio. Cercetări mai recente au arătat că partea reactivă a țesuturilor toracelui este suficient de mică pentru toate scopurile practice ale electrocardiografiei și că toracele poate fi considerat rezistiv în totalitatea lui în domeniul 0 Hz până la 1kHz [88]. Aceste concluzii au fost susținute de experiențele efectuate de Briller [12] în 1966, care implantând pacemaker a măsurat la suprafața corpului aceleași potențiale cu cele create de inimă.

Separat și distinct de ideea omogenității electrice este anizotropia țesuturilor. Multe țesuturi nu sînt anizotrope. Inima, ca un mușchi specializat, este considerată a fi sincitial (continuu de la celulă la celulă), fără o aranjare preferențială a fibrelor. Mușchii scheletici prezintă conductivități diferite după direcții diferite.

Complicațiile introduse de caracterul anizotropic al unor țesuturi nu sînt încă elucidate de literatura de specialitate. Ca dovadă sînt preocupările relevate de o lucrare apărută recent [66] (sept.1980).

În 1967, S.Rush [85] și-a propus să determine influența conductivității diferitelor părți ale corpului asupra potențialelor generate de mușchiul cardiac. A luat în considerare mușchii scheletici și mușchiul cardiac.

Pentru determinarea conductivității mușchilor scheletici, autorul a presupus că o jumătate din fibre este paralelă cu axa brațelor anterioare, iar cealaltă jumătate este paralelă cu axa corpului (picioare - cap). Cele două tipuri de mușchi sînt conectate ca două rezistențe în paralel, avînd conductanțele pe unitate de lungime $\sigma_L A_L$ și $\sigma_H A_H$. (σ_L și σ_H sînt conductivitățile după cele două direcții, iar A_L și A_H sînt suprafețele secțiunilor celor două tipuri de mușchi).

A fost definită o conductivitate medie a întregului țesut muscular scheletic prin relația

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma_H A_H + \sigma_L A_L}{A_H + A_L} \quad (2.22)$$

Considerînd $A_H = A_L$

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma_H + \sigma_L}{2} \quad (2.23)$$

Pentru determinarea conductivității mușchiului cardiac $\bar{\sigma}_h$, s-a făcut ipoteza simplificatorie că mușchiul este omogen și fibrele au aceeași orientare. Din experimentări a rezultat că o astfel de structură mușchiulară are conductivitatea de $[560 \Omega \text{ cm}]^{-1}$.

Cum cele două secțiuni ale mușchilor scheletici sînt considerate omogene, autorul a dedus că fiecare în parte are o conductivitate egală cu $[560 \Omega \text{ cm}]^{-1}$. Conductivitatea medie a mușchilor scheletici a rezultat $\bar{\sigma} = [280 \Omega \text{ cm}]^{-1}$.

Cu aceste valori, autorul a indicat, pe baza relațiilor prezentate în [58], o expresie de calcul a intensității cîmpului electric la suprafața de separație a două medii cu conductivități diferite.

Lucrarea nu prezintă distribuția cîmpului electric creat de inimă în funcție de conductivitățile determinate de autor.

Influența masei de sînge intracavitare și a plămînilor asupra propagării potențialelor create de inimă au fost analizate de R. Artur și D. Geselowitz în [1]. Determinările s-au făcut pe modelul din fig. 2.5. În modelul sferic propus, endocardul este reprezentat printr-o sferă cu raza $a = 0,3R$, epicardul printr-o sferă cu raza de $b = 0,45R$. (Sfera de rază R aproximează peretele exterior al toracelui). Suprafața interioară a plămînilor este de aceeași rază cu a epicardului, iar suprafața exterioară de rază $c = 0,9R$.

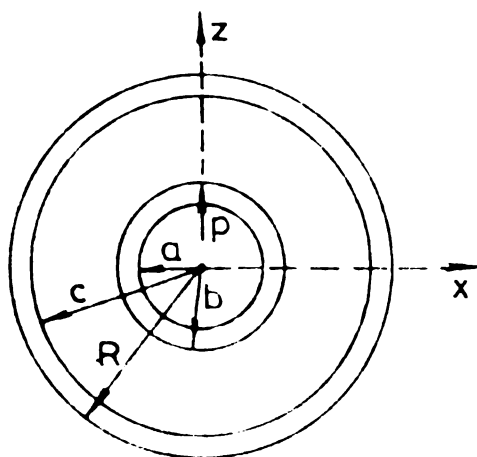


Fig 2.5

Activitatea locală a miocardului este reprezentată de un dipol cu momentul "p".

Conform teoriei multipolare, un dipol este definit

de trei coeficienți și anume a_{11} , b_{11} , a_{10} . În cazul de față acești coeficienți au fost folosiți drept componente ale unui vector P într-un sistem de axe rectangular, după cum urmează :

$$P = \begin{bmatrix} a_{11} \\ b_{11} \\ a_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

a cărui amplitudine este

$$P^2 = P_x^2 + P_y^2 + P_z^2$$

Dacă originea sistemului de axe se consideră în centru sferic iar axa Z este aleasă să fie coliniară cu dipolul considerat, atunci în planul $x - z$ va exista o componentă a_{10} orientată după direcția z (componentă radială) și o componentă a_{11} după direcția x (componentă tangențială).

Concluziile studiului au arătat că masa de sînge atracavitară și plămîni prezintă o atenuare a componentei tangențiale a dipolului în comparație cu componenta radia-

lă, la aceeași distanță față de inimă (figura 2.6).

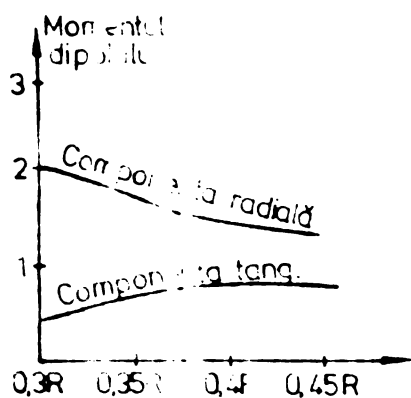


Fig. 2.6

O etapă superioară în studiul influenței diferitelor părți ale corpului asupra propagării potențialelor create de inimă a constat în determinarea coeficienților de transfer. Coeficientul de transfer permite, într-o reprezenta-

re matricială a modelului activității electrice a inimii, calcularea potențialelor de la suprafața corpului în funcție de potențialele create de inimă. Procedeele propuse în [9] și [41] sînt însă nepractice. Presupun măsurarea poten-

țialelor endocavitare, ceea ce înseamnă că e nevoie de fiecare dată de intervenție chirurgicală.

Calculul coeficienților de transfer necesită măsurări anatomice detaliate. Suprafața exterioară a toracelui este divizată într-un număr mare de triunghiuri (112 triunghiuri [9]), a căror arie și poziție a centrului de greutate trebuie cunoscute.

Un studiu amplu al influenței geometriei interne a corpului și a neomogenităților asupra potențialelor create de inimă este prezentat în [84]. În modelul construit de autori inimă este considerată ca o sferă plasată excentric în interiorul altei sfere ce modelează toracele (figura 2.7).

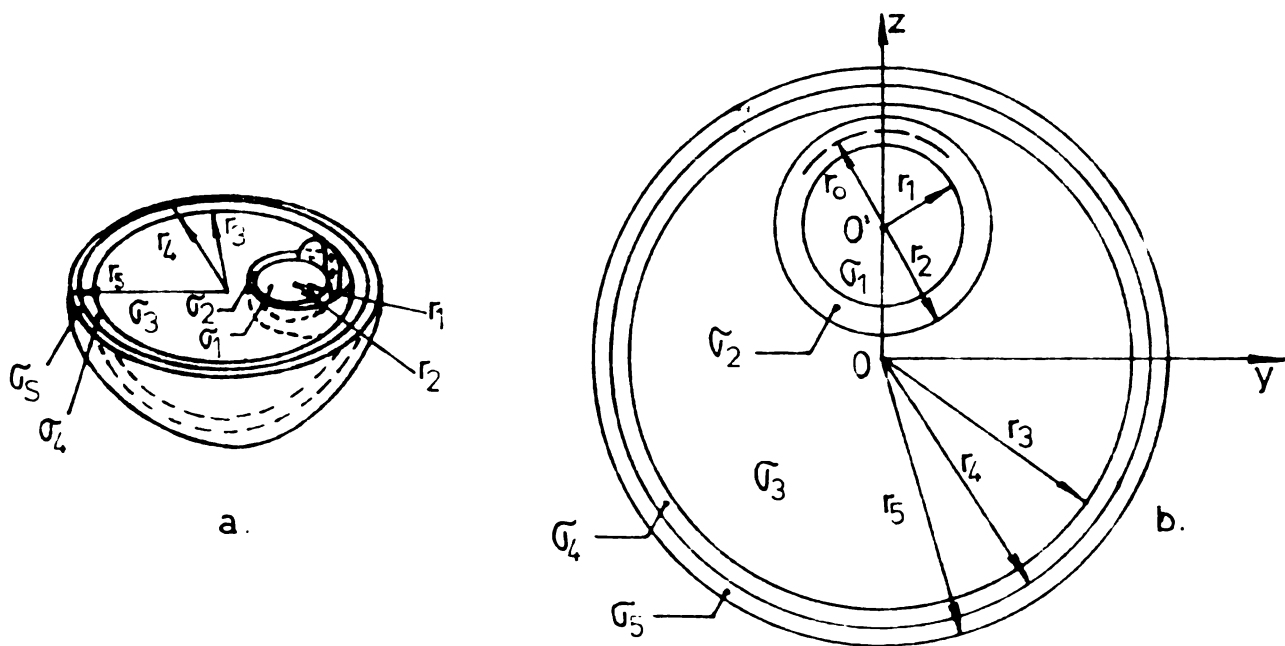


Fig.2.7

Reprezentarea idealizată a inimii și corpului a fost necesară pentru obținerea unor soluții analitice a potențialului la suprafața corpului.

Modelul ia în considerare conductivitatea sîngelui σ_1 , conductivitatea mușchiului cardiac σ_2 , a plămînilor σ_3 , a mușchilor cavității toracice σ_4 și a țesutului subcutanat σ_5 . De asemenea modelul permite calculul potențialului la suprafața corpului în funcție de di-

ferite valori ale conductivităților mai sus enumerate. Activitatea electrică este echivalată de o sursă dublu strat sub forma unei calote sferice plasată în mușchiul cardiac.

Exprimarea potențialului într-un punct oarecare s-a făcut pe baza relațiilor deduse de Geselowitz [35], utilizând polinoame Legendre. Aceste relații permit determinarea potențialului în oricare punct al celor 5 zone.

Calcululele s-au făcut în două cazuri:

- corpul este omogen avînd conductivitatea

$$\sigma = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \sigma_4 + \sigma_5}{5}$$

- corpul este neomogen.

Figurile 2.8 și 2.9 arată cum variază potențialul la suprafața sferei exterioare (ϕ_5) funcție de unghiul polar θ ($\theta = 0^\circ$ corespunde osului stern, iar $\theta = \pm 180^\circ$ corespunde coloanei vertebrale).

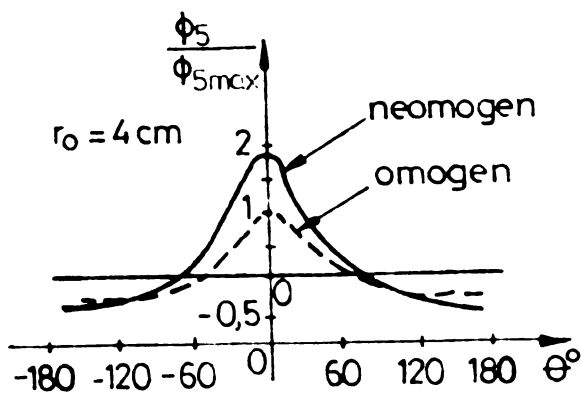


Fig. 2.8

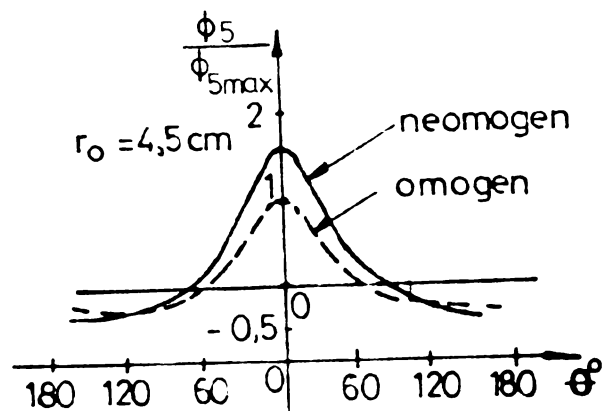


Fig 2.9

Au fost analizate apoi efectele introduse de fiecare neomogenitate în parte. Modelul pune în evidență o creștere a amplitudinii curbei de distribuție a potențialului la suprafața corpului datorită masei de sînge din inimă și datorită plămînilor. O scădere a amplitudinii curbei de distribuție a potențialului este determinată de țesutul muscular și mușchii inimii.

Concluziile lucrării subliniază necesitatea cunoașterii influenței diferitelor organe asupra distribuției potențialului la suprafața corpului. O evaluare globală a conductivității spațiului inimă - suprafața corpului este dificilă chiar și în cazul acestui model geometric simplificat.

2.4. Electrocardiografia "inversă"

Cu mult timp înainte ca cercetările privind modelarea activității electrice a inimii să constituie o reală preocupare, Gabor și Nelson [28], în 1954, au emis părerea că din punct de vedere electric inima poate fi echivalată printr-un dipol, iar parametri acestui dipol pot fi calculați din măsurările de potențiale de la suprafața corpului.

Componentele dipolului rezultat, după cele trei direcții ale sistemului rectangular x, y, z , se pot exprima prin integrale de suprafață. Spre exemplu, componenta după axa x se determină după cum urmează.

Intr-un volum conductor v se află o sursă de curent de valoare $S = \nabla \cdot \bar{j}$, unde \bar{j} este vectorul densității de curent. Vectorul rezultat "moment dipolar" în unitatea de timp se definește prin următoarea integrală de volum:

$$M = \int_v \bar{r} S \, d v \quad (2.25)$$

unde \bar{r} este vectorul de poziție față de originea sistemului de coordonate, iar $d v$ este elementul de volum. Componenta vectorului rezultat după axa x este:

$$M_x = \int_v x S \, d v = \int_v x \nabla \cdot \bar{j} \, d v = \int_v \nabla \cdot (x \bar{j}) \, d v - \int_v \bar{j} \cdot \nabla x \, d v \quad (2.26)$$

Pe baza teoremei Gauss - Ostrograski și substituind valoarea lui $\bar{j} \cdot \nabla x$ în relația (2.26) se obține

$$M_x = \int_S x j_n dS - \int_V j_x \cdot dv = K \int_V \frac{\partial v}{\partial x} dv = K \int_S v dy dz \quad (2.27)$$

unde componenta normală a densității de curent la suprafața corpului este nulă, iar conform legii lui Ohm componenta după axa x este $j_x = -K \partial v / \partial x$.

În mod analog se obțin și componentele momentului dipolului după axele y și z :

$$M_y = K \int_S v dz dx \quad (2.28)$$

$$M_z = K \int_S v dx dy$$

În relațiile (2.28) K reprezintă conductivitatea echivalentă a corpului, iar v potențialul măsurat.

Metoda propusă nu este satisfăcătoare pentru că nu precizează criteriul de alegere al conductivității corpului. Determinarea vectorului rezultat oferă doar o imagine generală a activității electrice a inimii, neputînd furniza informații despre procesul de depolarizare și repolarizare (complexul QRS). Metoda prezintă, însă, importanță prin faptul că pune în evidență un nou procedeu de analiză a fenomenelor electrice din inimă.

Rogers și Pilkington în 1968 [82] și-au propus să studieze posibilitatea realizării unui model al activității ventriculare în scopul utilizării lui în "electrocardiografia inversă". În prealabil a fost construit modelul "direct", ce presupune că se cunoaște activitatea electrică a inimii și urmează să se găsească distribuția potențialelor la suprafața corpului.

În realizarea modelului direct (figura 2.10), autorii și-au folosit de expresia potențialului $\phi(r)$ calculată în [5].

Potențialul ϕ_i pe elementul de suprafață "i" este :

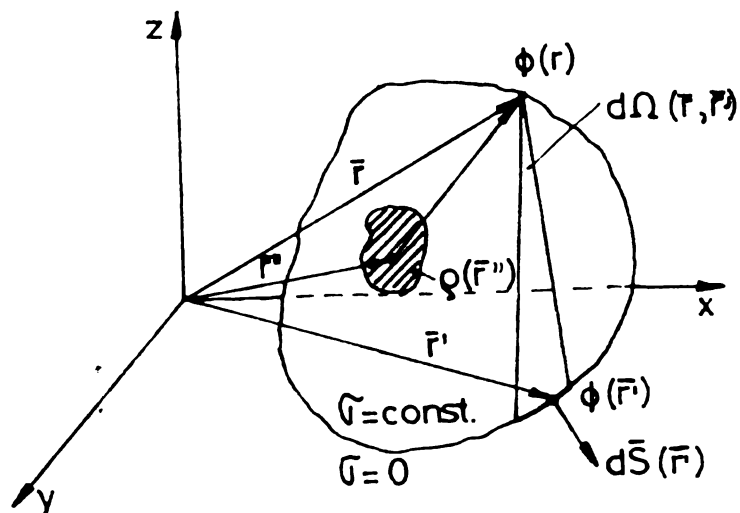


Fig.2.10

$$\phi_i = \phi'_i + \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{j=1}^m \phi_j \Delta\Omega_{ij}; \quad i = 1, 2, \dots, m$$

ϕ'_i reprezintă potențialul creat de aceeași sursă de densitate $\rho(r)$, dar într-un mediu omogen infinit :

$$\phi'_i = \frac{1}{4\pi\sigma} \cdot \sum_{k=1}^n \frac{\bar{p}_k (\bar{r}_i - \bar{r}_k)}{|\bar{r}_i - \bar{r}_k|^3}$$

unde \bar{p}_k este momentul dipolului k localizat de vectorul \bar{r}_k , iar n este numărul de dipoli din care este compusă sursa.

În formă matricială relațiile de mai sus se scriu

$$[B] [\phi] = [\phi'] \quad (2.29)$$

$$[\phi'] = [C] \cdot [P] \quad (2.30)$$

Matricea $[C]$ conține coeficienții de transfer pentru mediul infinit, iar matricea $[B]$ conține coeficienții în mediul mărginit de suprafața S .

Algoritmul propus de autori este următorul. Pentru cazul "direct" se echivalează inima cu un număr fix de dipoli la care se cunosc momentele. Se calculează potențialul în mediul infinit cu relația (2.30) iar din relația (2.29) rezultă potențialul în mediul omogen finit.

Pentru cazul "invers" avînd la dispoziție potențialele măsurate pe corp se determină potențialele dintr-un mediu echivalent infinit cu relația (2.29), iar din relația (2.30) rezultă matricea dipolilor P .

Modelul conceput a fost verificat pe animale (cîine). Au fost construite, de fapt, 3 modele, inima fiind echivalată prin 76, 20 și 9 dipoli. Suprafața toracelui animalului a fost divizată în 268 de suprafețe triunghiulare. Stabilind coordonatele centrilor de greutate a acestor suprafețe, pe baza relațiilor (2.29) și (2.30) s-au determinat potențialele în aceste suprafețe.

Procedeul "invers" a fost verificat pentru cazul cînd inima a fost echivalată doar prin 9 dipoli. S-a reprezentat grafic forma de variație în timp a celor 9 dipoli.

Din analiza rezultatelor prezentate se desprind câteva observații:

- nu se poate deduce nici o semnificație fiziologică din modul de variație în timp a celor 9 dipoli;
- secționarea mușchiului inimii în mai multe segmente s-a făcut numai din considerente geometrice. Nu s-a ținut cont de secvența de activare a mușchiului cardiac;
- modelul ajunge la o concluzie imposibilă : momentul unor dipoli este negativ.

Un alt mod de rezolvare a "electrocardiografiei inverse" este prezentat în [6] și [7]. În reprezentarea multidipolară a activității electrice a inimii, momentul fiecărui dipol poate lua doar două valori distincte: o valoare impusă, pozitivă și a doua valoare, zero.

Algoritmul intitulat DISOL (dipole solving) permite găsirea unor combinații a dipolilor, care aproximează cel mai bine potențialele de la suprafață, măsurate la un moment dat. Suprafața corpului a fost împărțită în 268 suprafețe

triunghiulare, iar inima a fost divizată în 76 segmente (76 de dipoli) așa cum este ilustrat în figura 2.11. Zone-

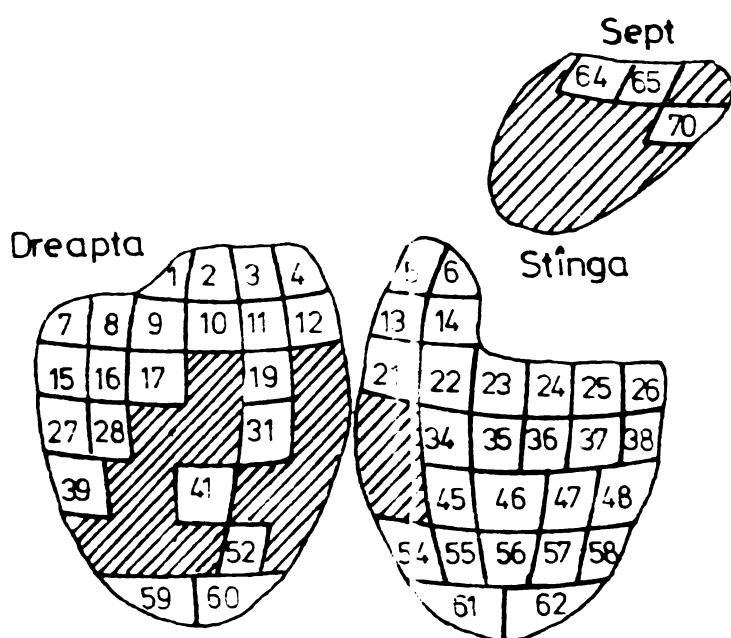


Fig. 2.11

Intrucît rezultatele furnizate de algoritm pentru 268 puncte de măsură și 76 dipoli nu erau concludente, s-a repetat experimentul utilizînd numai 49 de puncte de măsură și 10 dipoli. Cele 10 arii ale mușchiului cardiac au fost alese ca în figura 2.12.

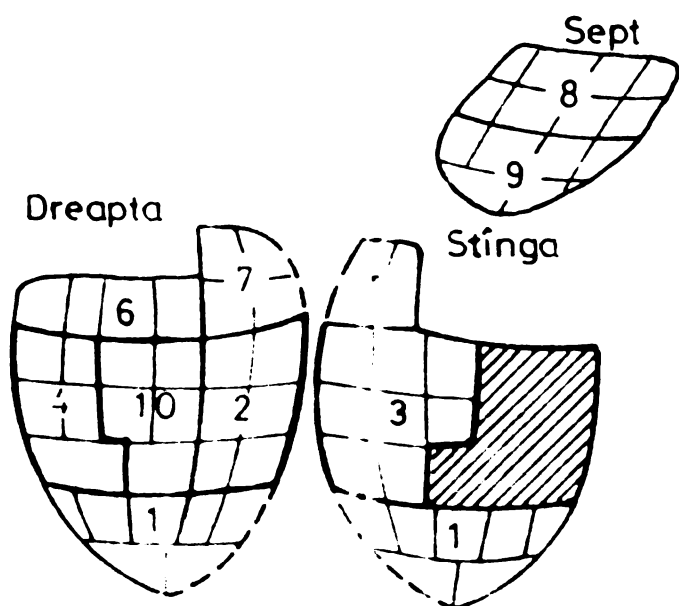


Fig. 2.12

le hașurate au fost considerate active la un moment dat al complexului QRS.

Prin mai multe procese iterative s-a calculat minimul, conform metodei celor mai mici patrate, între potențialele măsurate la suprafața corpului și cele produse de această reprezentare multidipolară.

Asupra rezultatelor furnizate de model se pot face următoarele aprecieri :

- modelul permite calculul duratei de activare a unei zone a mușchiului cardiac. În unele segmente au apărut mai multe intervale active în decursul unui complex QRS, fapt ce nu se poate întimpla în realitate ;

- calculul coeficienților de transfer reclamă aceeași metodologie de calcul, incomodă, ca în [82].
- momentul fiecărui dipol este ales arbitrar.

2.5. Modelarea pe calculatorul analogic a sistemului circulator

Modelarea pe calculatorul analogic a sistemului cardiovascular a apărut ca o necesitate pentru explicarea dependenței dintre activitatea mecanică a inimii și circulația sîngelui prin rețeaua de vase sanguine [85, 16, 80, 19].

O sinteză a cercetărilor în domeniul modelării analogice a sistemului cardiovascular, efectuate pînă în 1973, este prezentată în [64]. Diversele metode de modelare analogică au fost grupate în două categorii:

a) modele analogice "necontrolate", bazate numai pe proprietățile hemodinamice ale pompei cardiace și vaselor sanguine;

b) modele analogice "controlate", la care, în plus se iau în considerare controlul exercitat de sistemul nervos prin intermediul baroreceptorilor, controlul hormonal, controlul exercitat prin intermediul chemoreceptorilor etc.

Modelul necontrolat consideră sistemul circulator alcătuit din două pompe izolate (ventricolul stîng și ventricolul drept), o arteră elastică, o venă elastică (fiecare atriu fiind asimilat venei apropiate), prin care curge sîngele. Un mecanism de reacție controlează efectele perturbatoare care se pot ivi, astfel încît egalitatea debitelor inimii drepte și stîngi să fie menținută.

Reprezentarea simplificată a unui astfel de model "necontrolat" este redată în figura 2.15.

Pentru a facilita găsirea ecuațiilor ce descriu funcționarea sistemului cardiovascular "necontrolat" se fac următoarele ipoteze:

- relaxarea ventricolului să se facă instantaneu;
- umplerea ventricolului să fie considerată ca un proces liniar, controlat de presiunea venoasă.

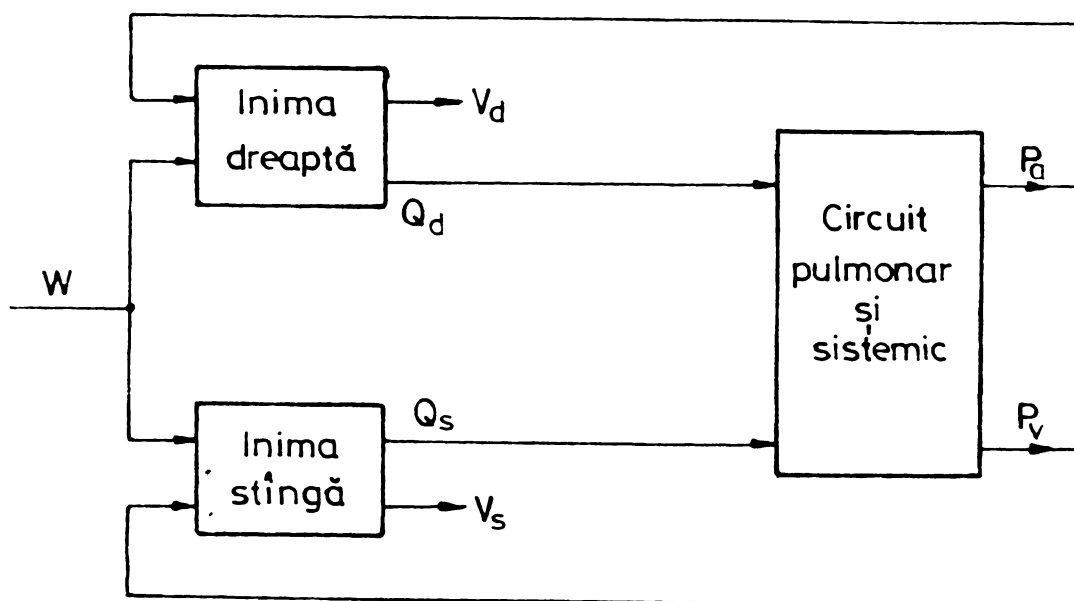


Fig.2.13

În cazul modelului de mai sus, pentru un ventricol, variabilele de ieșire sînt debitul cardiac Q și volumele ventriculare V_d (drept) și V_s (stîng), iar mărimi de intrare presiunea venoasă P_v , presiunea arterială P_a și lucrul mecanic util de contracție W ($W=S \cdot V_d$, unde S este o constantă de proporționalitate denumită tensiune ventriculară). Considerînd frecvența cardiacă F constantă, debitul cardiac a fost exprimat prin relația

$$Q = F \cdot V$$

iar ecuația diferențială care caracterizează umplerea, spre exemplu a ventricolului drept, este :

$$R \cdot \dot{V} + (1/C) \cdot V = P_a$$

în care: R este rezistența viscoasă la umplere;
 C este flexibilitatea ventricolului relaxat;
 V este volumul diastolic.

Modelarea analogică "controlată" a sistemului cardiovascular consideră presiunea arterială ca mărime controlată prin intermediul baroreceptorilor, chemoreceptorilor etc.

Modul de acțiune a acestui sistem este identic cu cel al unui regulator "clasic" compus din: traductor, element de compara-re și element de acționare.

Baroreceptorii situați la nivelul sinusului caroti-dian și arcului aortic sînt stimulați de scăderi ale presiunii arteriale și invers, inhibați de creșteri ale acesteia.

Semnalul furnizat de traductori și transmis siste-mului nervos central, a fost presupus a fi de forma :

$$S_1 = K_1 + K_2 \cdot \dot{P}_a + K_3 \cdot P_a \quad (2.31)$$

unde K_1, K_2, K_3 sînt constante, iar P_a este presiunea arte-rială.

Semnalul S_1 este comparat de sistemul nervos cen-tral cu un semnal de referință $S_r = KP_0$ rezultînd un semnal de eroare $S_2 = S_r - S_1$. Intre frecvența cardiacă F și semna-lul de eroare s-a presupus o dependență exprimată de urmă-toarea relație :

$$F = \frac{1}{\tau} \int_0^t S_2 dt \quad (2.32)$$

unde τ este o constantă ce ține cont de elasticitatea va-selor sanguine.

Un model analogic mai ev.luat, cu ajutorul căruia se poate calcula presiunea sîngelui în diferite puncte ale

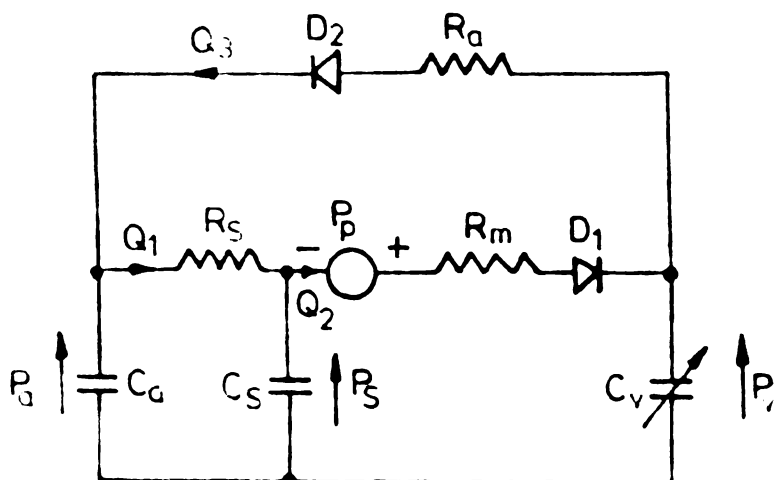


Fig.2.14

sistemului circula-tor a fost propus în [16] (figura 2.14). In model au fost făcute urmă-toarele ipoteze simplificatorii:

- ventri-colul stîng este a-proximat de o capa-citate variabilă. In timpul sistolei ca-

pacitatea este mică, iar în timpul diastolei capacitatea este mare (raport 1/20);

- atriul drept, ventricolul drept, sistemul pulmonar prezintă un debit constant;

- valvele sînt presupuse ideale și sînt echivalate cu două diode ;

- sistemul sistemic este echivalat cu un filtru RC.

În figura 2.14 s-au făcut următoarele notații:

Q_1 - debitul în sistemul sistemic;

Q_2 - debitul în valva mitrală;

Q_3 - debitul în valva aortică;

C_a - capacitatea aortică;

C_s - capacitatea sistemică;

C_v - capacitatea ventriculului stîng;

P_a - presiunea aortică;

P_s - presiunea sistemică;

P_v - presiunea în ventricolul stîng;

P_p - creșterea de presiune dintre ventricolul drept și sistemul pulmonar;

R_a - rezistența valvei aortice;

R_s - rezistența sistemului sistemic;

R_m - rezistența valvei mitrale;

D_1 - valva aortică;

D_2 - valva mitrală.

Un model electric similar a fost dezvoltat în [19]. Pe baza măsurărilor de presiune și debit din sistemul circulator, acest model poate pune în evidență unele afecțiuni ale ventricolului drept.

Modelele analogice cardiovasculare evocate au numeroase carențe. În cele mai multe cazuri s-au utilizat funcții de transfer simplificate. Pe de altă parte, valorile unor parametrii sau constante au fost obținute prin experimente pe animale anesteziate, avînd toracele deschis.

Pentru perfecționarea modelelelor analogice cardiovasculare sînt necesare o serie de ameliorări. În acest sens se pot aminti:

- studierea mai aprofundată, din punct de vedere

matematic, a elementelor ce constituie "traductorii de presiune";

- în analiza funcționării sistemului circulator trebuie luați în seamă parametri nu numai din punct de vedere "cantitativ", ci și din punct de vedere al variației în timp (viteza de modificare a fibrei cardiace în timpul contracției, elasticitatea vaselor etc.).

2.6. Alte forme de reprezentare a activității electrice a inimii

Complexitatea proceselor electrice ce stau la baza funcționării inimii a creat posibilități de studiere și modelare care, însă, nu au putut fi încadrate în clasificarea făcută la începutul acestui capitol. În lucrări ca [56, 50, 52, 100, 57, 37] se prezintă modele a căror arie de aplicabilitate este redusă. Spre exemplu :

- modelarea nodului S-A;
- modelarea ECG în planul frontal;
- modelarea inimii prin generatoare de semnal polifazate;

Astfel de modele nu pot fi folosite în analiza complexă a activității electrice a inimii pentru că în urma simulărilor, rezultatele diferă foarte mult de măsurările electrocardiografice clasice.

2.7. Concluzii

Largul interes acordat studiilor de modelare a activității inimii și în special al activității electrice se justifică prin posibilitățile pe care le oferă acest procedeu pentru analiza, interpretarea și diagnosticarea unor afecțiuni cardiace.

O evaluare globală a diverselor modele este dificilă de realizat atâta timp cât rezultatele furnizate nu au aplicabilitate directă în activitatea clinică.

Rezultatele unor studii [21, 17, 84, 6, 7] pot servi ca bază de plecare pentru conceperea unor modele care să răspundă la următoarele cerințe:

- să furnizeze, pentru un om sănătos, în funcție de dimensiunile corpului, traseele ECG standard;

- să pună în evidență influența diverselor părți ale corpului asupra propagării potențialelor create de inimă;

- să permită interpretarea unor trasee ECG patologice.

CAPITOLUL 3

MODELUL ELECTRIC AL UNUI SEGMENT DE MUSCHI CARDIAC

Pentru modelarea unui sistem biologic există o ierarhie a nivelelor de investigație: celule, țesutul, organul, corpul omnesc, etc. [59, 109]. La oricare nivel se dorește a se construi modelul, componentele acelui model trebuie să provină de la nivele inferioare prototipului ce urmează a fi modelat.

Dacă se urmărește să se studieze activitatea și funcțiile unui organ, trebuie să se facă investigații la un nivel inferior acestuia, și anume la țesuturi. Spre exemplu, pentru a analiza comportarea inimii, se va studia și activitatea țesuturilor mușchiului inimii. În acest sens, s-a încercat să se modeleze activitatea unui segment de mușchi cardiac (de fapt un ansamblu de celule miocardice), punându-se în evidență mecanismul de bază al funcționării unei celule precum și legătura ce există între manifestarea electrică a unei celule și manifestarea electrică a celulelor învecinate.

Segmentarea mușchiului cardiac și echivalarea activității electrice a unui segment printr-un dipol este un procedeu des utilizat pentru construirea modelului electric al inimii [6, 7, 82, 8, 41, 44].

Față de aceste modele bazate pe segmentare, în acest capitol autorul își concentrează atenția la găsirea unui model nou, simplu, care să evidențieze cât mai fidel cu putință fenomenele intime ce au loc la nivelul unei celule sau grup de celule din mușchiul inimii. Considerăm că un astfel de model prezintă interes întrucât el este capabil să simuleze, fără mare dificultate și câteva cazuri de boli.

Principalele contribuții aduse de autor în cadrul acestui capitol sînt:

- 1) Exprimarea matematică a potențialului de acțiune celular în orice zonă a inimii.
- 2) Stabilirea dependenței dintre modulul dipolului unei celule și modulul dipolului unui segment de mușchi.
- 3) Elaborarea modelului activității electrice a unui segment de mușchi cardiac.
- 4) Punerea în evidență a mărimilor fizice și a modului în care aceste mărimi influențează valoarea modulului unui dipol.
- 5) Simularea unor afecțiuni ale miocardului la nivelul unui segment de mușchi cardiac.

Pentru a ajunge, cu ajutorul modelului realizat, la rezultate similare cu cele cunoscute în practica clinică, privind comportarea fibrei mușchiulare a inimii în stare normală și patologică, în primele două paragrafe ale acestui capitol se insistă asupra exprimării sub formă matematică a potențialului de acțiune cardiac. Se propun relații pentru calculul acestui potențial /74/*. Totodată se evidențiază ce parametri trebuie modificați pentru ca, pornind de la o formă de undă standard pentru potențialul de acțiune, să se poată reproduce potențialul în orice punct al mușchiului cardiac.

Studiile de electrofiziologie a inimii [45, 101, 22, 33, 62, 30, 90] au arătat că fenomenul de depolarizare al miocardului pe durata ciclului QRS poate fi echivalat cu o undă ce se propagă din endocard spre epicard.

Analizînd variația în timp a potențialului de acțiune măsurat în diferite zone ale inimii se constată o diversitate de forme de undă. Pentru a putea fi ușor reproductibile este necesar, ca în prealabil, să se facă o gupare în funcție de modul și locul în care sînt generate. Du-

*Lucrările autorului tezei folosite ca referințe bibliografice au fost semnalate prin paranteze înclinate (/ /).

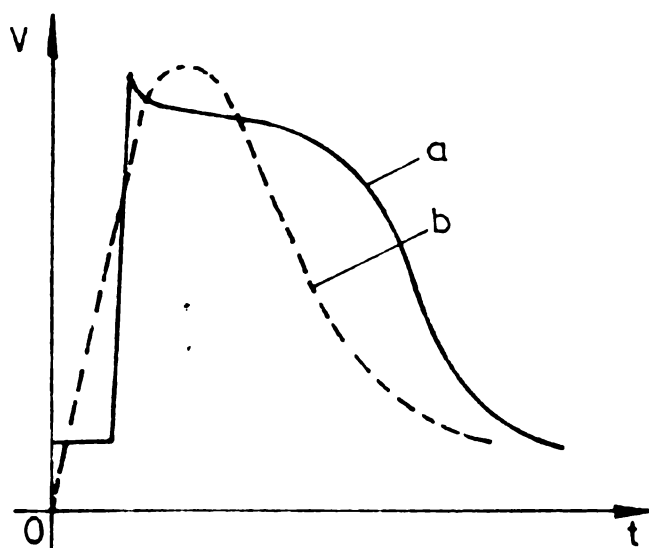


Fig.3.1

pă o analiză atentă a formelor reprezentate în bibliografia mai sus menționată, s-a făcut o împărțire a acestora în două grupe. O formă de undă este caracteristică activității ventriculare (figura 3.1.a), iar cea de a doua formă este caracteristică atrilor, nodului S-A și A-V.

3.1. Exprimarea matematică a formei de undă a potențialului produs de fibra ventriculară [74]

Variația în timp a potențialului de acțiune, monofazic al fibrei ventriculare arată ca în figura 3.2. Pe diagramă au fost figurate cu ajutorul cifrelor de la 0 - 3 stările prin care trece fibra miocardică atunci când primește un stimul din exterior.

Se pot recunoaște următoarele perioade:

- perioada de depolarizare (intervalul $t_0 - t_1$);
- perioada de repolarizare rapidă (intervalul $t_1 - t_2$);
- perioada de repolarizare lentă (intervalul $t_2 - t_3$);
- perioada de revenire (intervalul $t_3 - t_4$);

Celelalte notații au următoarele semnificații:

- t_F , durata potențialului de acțiune monofazic;
- V_m , valoarea maximă a potențialului de acțiune;
- V_m - valoarea minimă a potențialului de acțiune;

- V_1 , valoarea potențialului după terminarea procesului de repolarizare rapidă;

- V_2 , valoarea potențialului monofazic la $t=t_p$.

În cele ce urmează va fi analizat fiecare interval în parte, găsindu-i-se expresia matematică care caracterizează cel mai bine forma de variație a potențialului.

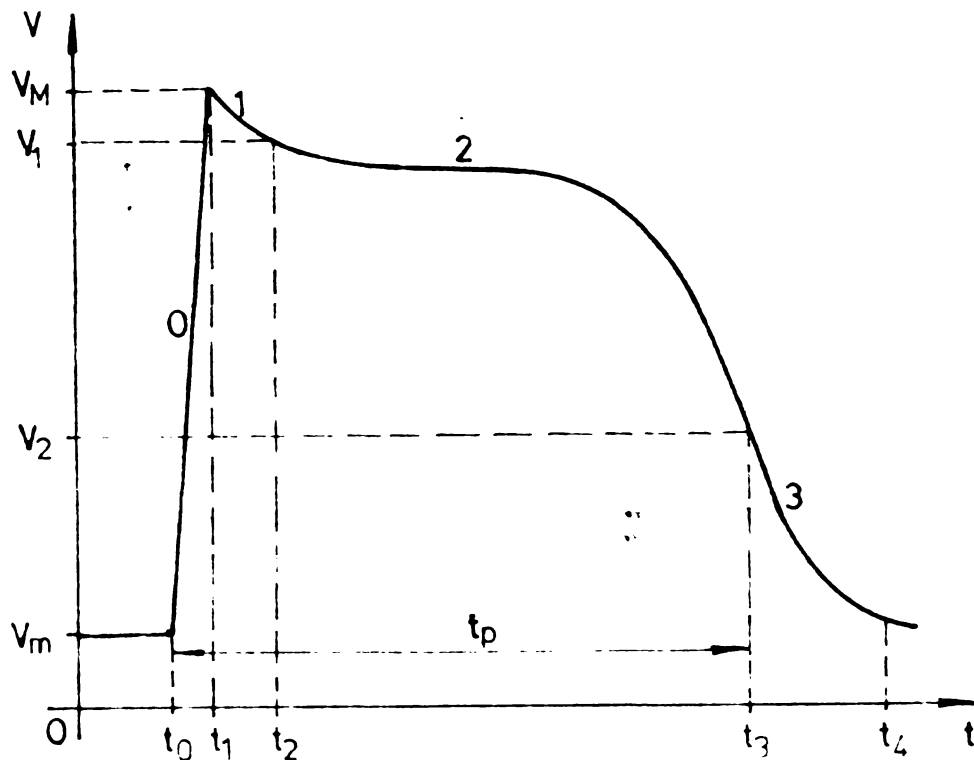


Fig.3.2

Pentru intervalul $t_0 - t_1$, forma de variație a potențialului se consideră o dreaptă a cărei pantă este o măsură a vitezei procesului de depolarizare.

$$V_I = V_m + \frac{(V_M - V_m)}{t_1 - t_0} \cdot (t - t_0) \quad (3.1)$$

Pentru faza de repolarizare rapidă, potențialul de acțiune se poate aproxima cu o funcție exponențială de forma:

$$V_{II}(t) = (V_M - V_1) e^{-\gamma t} \quad (3.2)$$

unde γ este o constantă ce caracterizează viteza procesu-

lui de repolarizare rapidă.

Repolarizarea lentă se aproximează cu o funcție logaritmică de forma:

$$v_{III}(t) = v_m + (v_1 - v_m) C_1 \ln(C_2 - C_3 t) \quad (3.3)$$

$$t_2 < t < t_3$$

Procesul de revenire în starea de repaus se exprimă cu ajutorul relației:

$$v_{IV}(t) = v_m + (v_1 - v_m) C_4 e^{-C_5 t} \quad (3.4)$$

$$t > t_3$$

Constantele C_1, C_2, C_3, C_4, C_5 se vor determina în continuare.

Durata proceselor din faza "0" și "1" fiind foarte mică în raport cu t_p , se poate considera că la $t=t_0$, $v_{III}(t)=v_1$, adică:

$$v_1 - v_m = (v_1 - v_m) C_1 \ln(C_2 - C_3 t_0)$$

Cînd $t_0=0$, rezultă că:

$$C_2 = e^{1/C_1} \quad (3.5)$$

Pentru $t=t_3$, $v_{III}(t)=v_2$ și înlocuind în (3.3) se obține:

$$\frac{v_2 - v_m}{v_1 - v_m} = C_1 \ln(e^{1/C_1} - C_3 t_3) \quad (3.6)$$

Notînd cu $a = \frac{v_2 - v_m}{v_1 - v_m}$, din relația (3.6) rezultă

expresia pentru constanta C_3 :

$$C_3 = \frac{e^{1/C_1} - e^{a/C_1}}{t_3}$$

Dar tot la $t=t_3$, $V_{IV}(t)=V_2$, iar din (3.4) avem:

$$V_2 - V_m = (V_1 - V_m) C_4 e^{-C_5 t}$$

$$C_4 \cdot e^{-C_5 t_3} = a$$

Pentru explicitarea constantelor C_4 și C_5 se pune condiția ca la $t=t_3$

$$\frac{d V_{III}(t)}{dt} = \frac{d V_{IV}(t)}{dt}$$

Aceasta conduce la obținerea următoarelor expresii pentru C_4 și C_5 :

$$C_5 = \frac{C_1}{a t_3} \left[e^{(1-a)/C_1} - 1 \right] \quad (3.7)$$

$$C_4 = a e^{\frac{C_1}{a} \left[e^{(1-a)/C_1} - 1 \right]} \quad (3.8)$$

Cu ajutorul expresiilor pentru constantele C_2 , C_3 , C_4 , C_5 se poate arăta că relațiile (3.2), (3.3), (3.4) care definesc potențialul de acțiune monofazic sînt corecte.

Spre exemplu, la $t=t_3$, pentru $V_{IV}(t)$ se obține valoarea:

$$\begin{aligned} V_{IV}(t) &= V_m + (V_1 - V_m) a e^{C_1/a \left[e^{(1-a)/C_1} - 1 \right]} \cdot e^{-\frac{C_1}{a t_3} \left[e^{(1-a)/C_1} - 1 \right] \cdot t_3} \\ &= V_2 \end{aligned}$$

Înlocuind constantele mai sus determinate în relațiile (3.2), (3.3), (3.4) se găsește forma finală a expresiei matematice a potențialului de acțiune al fibrei ventriculare,

În intervalul $t_0 < t < t_1$ este valabilă relația:

$$V_I = V_m + \frac{(V_M - V_m)}{t_1 - t_0} \cdot (t - t_0) \quad (3.9)$$

În intervalul $t_2 \leq t \leq t_3$ este valabilă următoarea relație:

$$V_{III}(t) = V_m + (V_1 - V_m) \cdot C_1 \ln \left(e^{1/C_1} - \frac{e^{1/C_1} - e^{a/C_1}}{t_3} \cdot t \right) + (V_M - V_1) e^{-\gamma t} \quad (3.10)$$

Iar pentru $t > t_0 + t_3$:

$$V_{IV}(t) = V_m + (V_2 - V_m) e^{\frac{C_1}{a} \left[e^{(1-a)/C_1} - 1 \right] \cdot \left(1 - \frac{t}{t_3} \right)} \quad (3.11)$$

Substituind produsul $C_1(V_1 - V_m)$ prin:

$$K = C_1(V_1 - V_m)$$

relațiile (3.10) și (3.11) devin:

$$V_{III}(t) = (V_M - V_1) e^{-\gamma t} + V_m + K \ln \left(e^{\frac{V_1 - V_m}{K}} - \frac{e^{\frac{V_1 - V_m}{K}} - e^{\frac{V_2 - V_m}{K}}}{t_3} \cdot t \right) \quad (3.12)$$

$$V_{IV}(t) = V_m + (V_2 - V_m) e^{\frac{K}{V_2 - V_m} \left(e^{\frac{V_1 - V_2}{K}} - 1 \right) \cdot \frac{t_3 - t}{t_3}} \quad (3.13)$$

unde γ este o constantă (0,66) iar K un parametru.

3.2. Exprimarea matematică a potențialului de acțiune al atrțiilor, nodului S-A și A-V [75]

Potențialul de acțiune creat de musculatura atria-lă și centri nervoși ai inimii are o formă asemănătoare cu cea reprezentată în figura 3.3. Funcția ce poate aproxima forma din figura 3.3 trebuie să îndeplinească următoarele condiții :

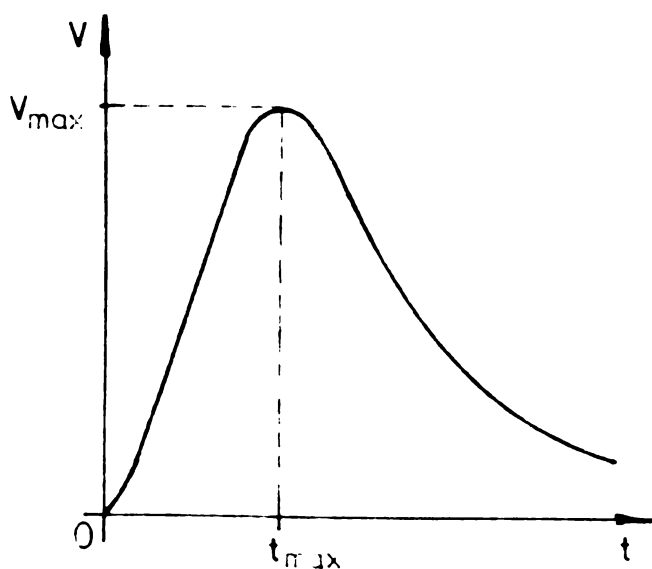


Fig.3.3

- $V(t)=0$ pentru $t=0$ (3.14)
- $V(t)=0$ pentru $t=\infty$ (3.15)
- $\frac{dV}{dt} = 0$ pentru $t=t_{max}$ (3.16)

O funcție care satisface primele două condiții este:

$$v_v(t) = Ct^m e^{-(t^n \cdot p)} \quad (3.17)$$

unde C, m, p, n sînt constante ce se vor determina în continuare.

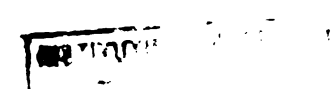
Se observă că la $t=t_{max}$, $V=V_{max}$:

$$V_{max} = C t_{max}^m e^{-(t_{max}^n \cdot p)}$$

$$C = V_{max} t_{max}^{-m} e^{(t_{max}^n \cdot p)} \quad (3.18)$$

Înlocuind (3.18) în (3.17) și impunînd ca $p = t_{max}^{-n}$, pentru $t > t_{max}$ se obține :

$$v_v(t) = V_{max} (t/t_{max})^m e^{(t_{max}^n - t^n) \cdot t_{max}^{-n}} \quad (3.19)$$



Pentru a găsi legătura între constantele m și n se impune ca relația (3.19) să îndeplinească condiția (3.16). Rezultă că $m=n$.

Deci, funcția, care să îndeplinească cele 3 condiții enunțate mai sus, are expresia:

$$v_v(t) = v_{\max} (t/t_{\max})^m e^{-\left[1 - \left(\frac{t}{t_{\max}}\right)^m\right]} \quad (3.20)$$

3.3. Simularea potențialului de acțiune cardiac

Simularea potențialului de acțiune cardiac s-a făcut utilizând relațiile (3.12), (3.13) și (3.20). Organigrama simplificată este redată în figura 3.4.

Rezultatul simulării potențialului de acțiune al fibrei ventriculare este prezentat în figura 3.5. Au fost impuse următoarele mărimi : $V_M = +20$ mV; $V_m = -90$ mV; $t_p = 220$ msec., $t_1 = t_0$. Modificarea parametrului K între 3 și 23 pune în evidență o familie de curbe din care unele sînt foarte asemănătoare cu potențiale de acțiune măsurate cu microelectrozi implantați în ventricole.

În urma simulării potențialului de acțiune al atriilor, nodului S-A și A-V s-au obținut curbele din figura 3.6. Ca date inițiale s-au impus $v_{\max} = 10$ mV, $t_{\max} = 30$ msec. Se constată că pentru $m = 1$ se obține o formă de variație foarte apropiată de cea măsurată în atri și în nodul S-A și A-V.

Analizînd curbele redată în figurile 3.5 și 3.6 se desprinde concluzia că printr-o alegere judicioasă a parametrilor " K " și " m " precum și a duratei t_p , respectiv a momentului t_{\max} există posibilitatea găsirii unor forme de undă asemănătoare cu cele măsurate în diverse zone ale mușchiului inimii.

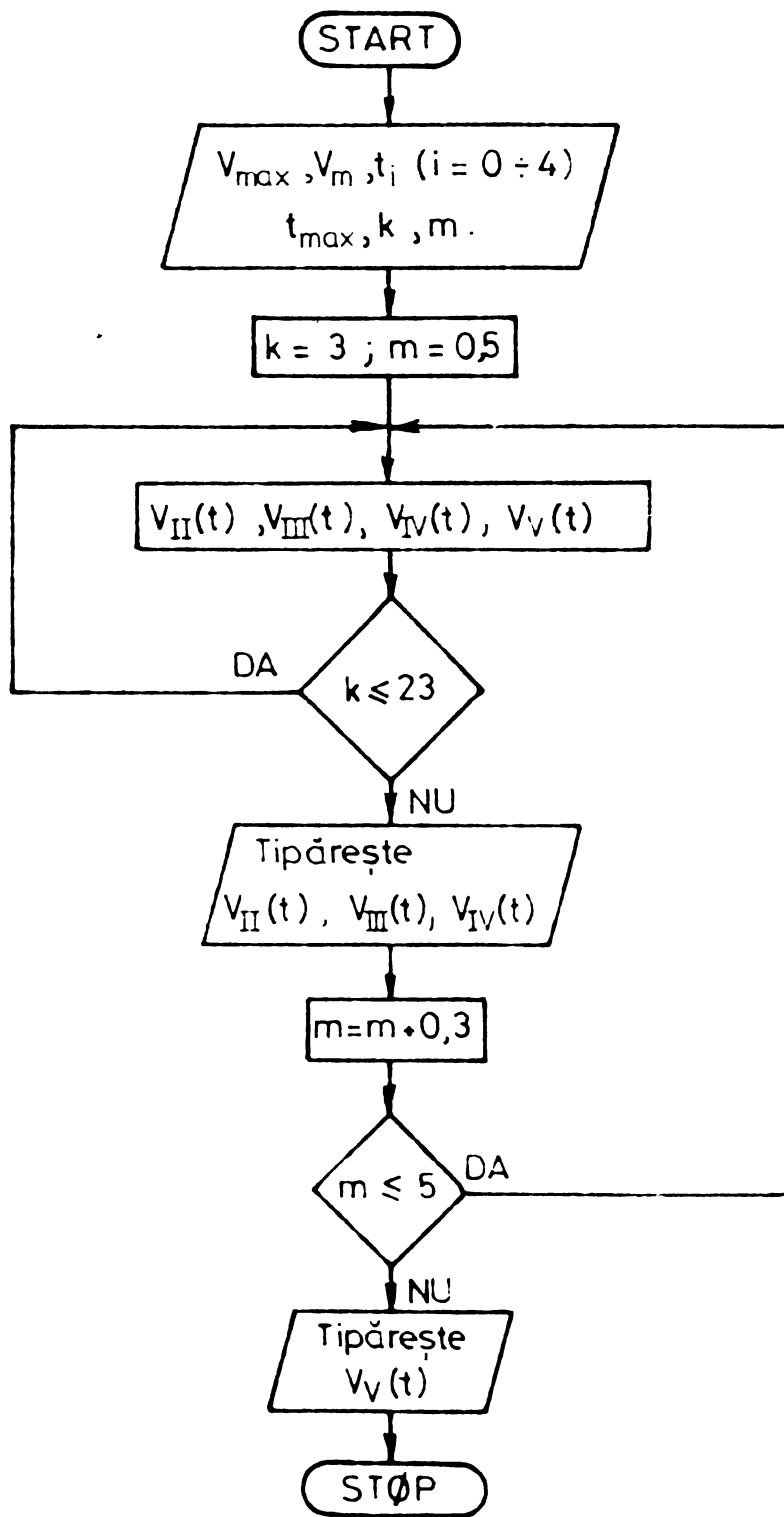


Fig. 3.4

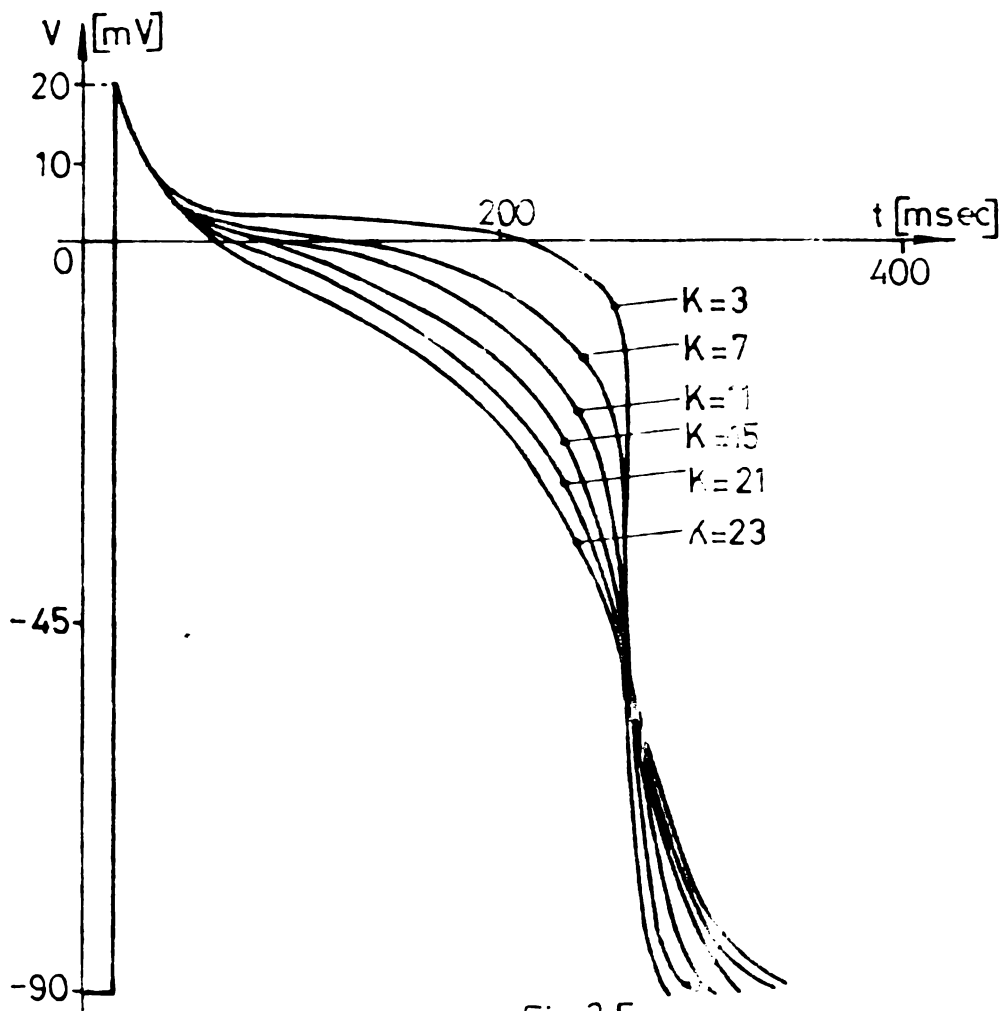


Fig. 3.5

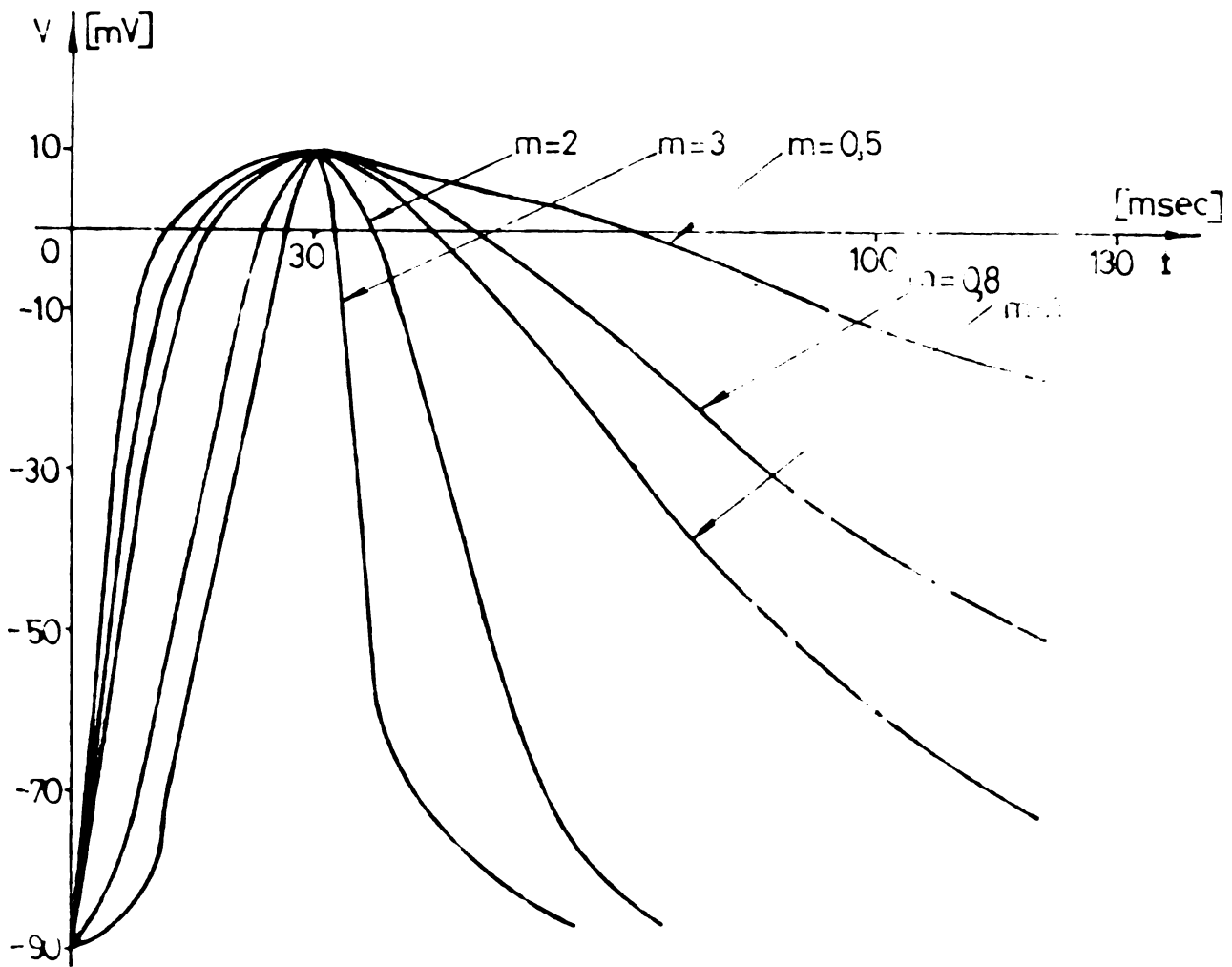


Fig. 3.6

3.4. Dipolul electric al unui segment de muşchi cardiac /70/

Se consideră o celulă plasată într-un mediu omogen (figura 3.7). Fie $V(x)$ potențialul într-un punct x al suprafeței membranei. Capacitatea elementului de suprafață este exprimată prin relația:

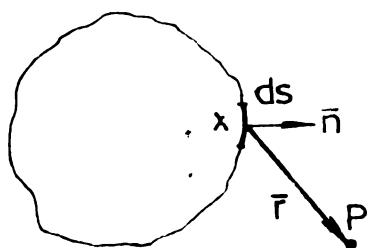


Fig.3.7

$$C(x) = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{ds}{g(x)} \quad (3.21)$$

unde $\epsilon_0 \epsilon_r$ este constanta mediului dielectric, iar $g(x)$ este grosimea membranei în punctul x . Sarcina pe unitatea de suprafață, la exteriorul

membranei este:

$$Q(x) = -V(x) \cdot C(x) \quad (3.22)$$

O porțiune de membrană cu suprafața egală cu ds poate fi considerată ca un dipol electric cu momentul :

$$\vec{p}(x) = Q(x) \cdot g(x) \cdot \vec{n}(x) \quad (3.23)$$

unde $\vec{n}(x)$ este vectorul normal la elementul ds , (figura 3.7).

Se observă că :

$$\vec{p}(x) = -V(x) \cdot C(x) \cdot g(x) \cdot \vec{n}(x)$$

$$\vec{p}(x) = -V(x) \cdot \epsilon_0 \epsilon_r \vec{n}(x) \cdot ds \quad (3.24)$$

Este cunoscut faptul că în orice moment al ciclului cardiac, o celulă miocardică poate fi depolarizată într-o porțiune, iar în rest să fie în stare de repolarizare.

Fie, spre exemplu, o fibră miocardică reprezentată simplificat printr-un cilindru, jumătate aflat în starea

de depolarizare (figura 3.8.a). Integrând relația (3.24) pe toată suprafața membranei din figura 3.8.a se găsește expresia dipolului pentru întreaga celulă :

$$\bar{P}(t) = -(v_2 - v_1) \epsilon_0 \epsilon_r \cdot S(t) \cdot \bar{n}(t) \quad (3.25)$$

Dacă $v_2 < v_1$ dipolul are aceeași direcție ca unda de depolarizare. Se poate spune, într-o altă formulare, că de fapt unda de depolarizare dă naștere la un dipol care are aceeași orientare ca unda.

Se desprinde de aici concluzia că modulul dipolului este proporțional cu schimbările potențialului de membrană și cu suprafața membranei.

Pentru calcularea modulului dipolului unei mase musculare se consideră că aceasta este compusă din "n" segmente (figura 3.8.b), fiecare segment avînd aria egale cu dS.

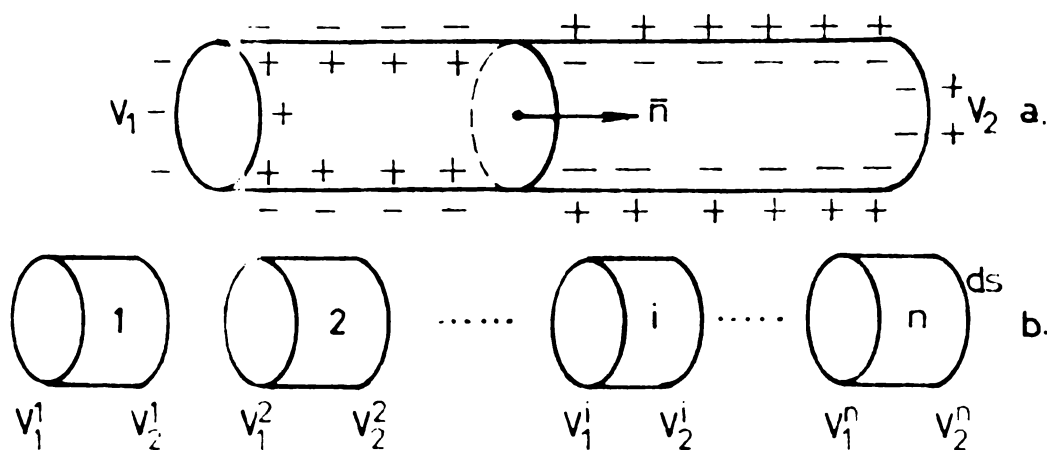


Fig.3.8

Pentru segmentul "i" modulul dipolului este :

$$p(i) = -(v_2^i - v_1^i) \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot dS$$

unde v_2^i este potențialul de pe suprafața laterală din dreapta, iar v_1^i este potențialul de pe suprafața laterală din stînga a cilindrului elementar.

Pentru cele "n" segmente vom avea:

$$P = -\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \int dS \sum_{i=1}^n (v_2^i - v_1^i)$$

Cum $v_2^i = v_1^{i+1}$, relația de mai sus devine:

$$P = -(v_2^n - v_1^1) dS \cdot \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \quad (3.26)$$

De aici se desprinde concluzia că un segment de mușchi cardiac poate fi înlocuit, din punct de vedere electric, cu o celulă de dimensiuni mari, care are modulul dipolului dat de relația (3.26).

3.5. Influența ariei segmentului de mușchi cardiac asupra modulului dipolului /76/

Pornind de la observația că propagarea undei de depolarizare ventriculară din exterior spre interior generează complexul QRS și unda T, s-a încercat să se construiască un model al activității electrice al unui segment de miocard care, bazat pe concluzia din paragraful precedent, să pună în evidență influența ariei segmentului și să genereze undele mai sus menționate.

Motivul care a determinat elucidarea influenței ariei segmentului asupra modulului dipolului s-a bazat pe simpla constatare că, în procesul de propagare a undei de depolarizare din interior spre exterior, un sistem de măsurare adecvat aplicat unui segment nu poate măsura pentru potențialul de acțiune aceiași parametri ca și în cazul unei singure celule.

Această observație este ilustrată simplificat în figura 3.9.

Fie un grup de trei celule care creează fiecare un potențial de acțiune de amplitudine v și durată t . Întârzierea în propagarea potențialului de acțiune este Z . Po-

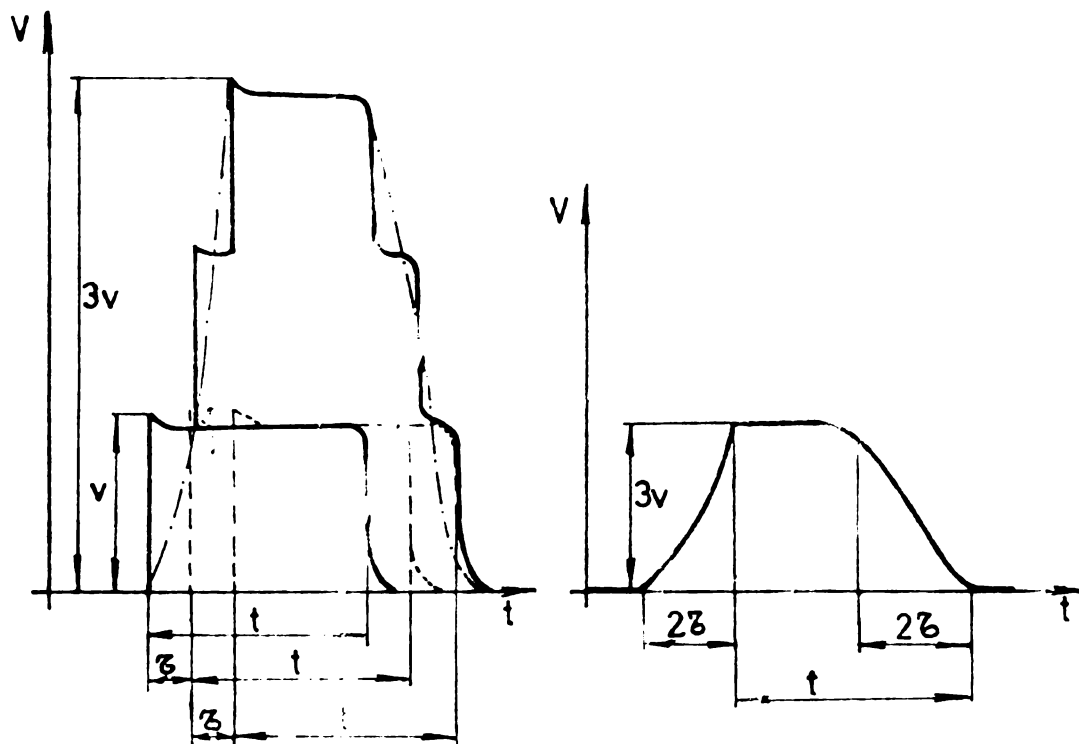


Fig.3.9

tențialul de acțiune rezultat al celor trei celule are amplitudinea egală cu $3v$ și durata egală cu $t+2\zeta$. De aici rezultă că:

- amplitudinea potențialului de acțiune al unui grup de celule (țesut) depinde de dimensiunile țesutului;
- forma de variație în timp a potențialului de acțiune a unui segment prezintă un timp de ridicare mai mare decât în cazul unei singure celule.

A fost propusă următoarea structură a modelului segmentului de inimă (figura 3.10).

S-au făcut următoarele notații:

P.A. E_n - potențialul de acțiune al endocardiului;

P.A. E_p - potențialul de acțiune al epicardiului;

$\Delta\zeta$ - întârzierea provocată de propagarea undei de depolarizare;

S - ari segmentului de inimă;

$V_{max 1}$ - valoarea maximă a potențialului în endocard;

$V_{min 1}$ - valoarea minimă a potențialului în endocard;

$V_{max 2}$ - valoarea maximă a potențialului în epicard;

$V_{\min 2}$ - valoarea minimă a potențialului în epicard;
 T_1 - durata potențialului în endocard;
 T_2 - durata potențialului în epicard.

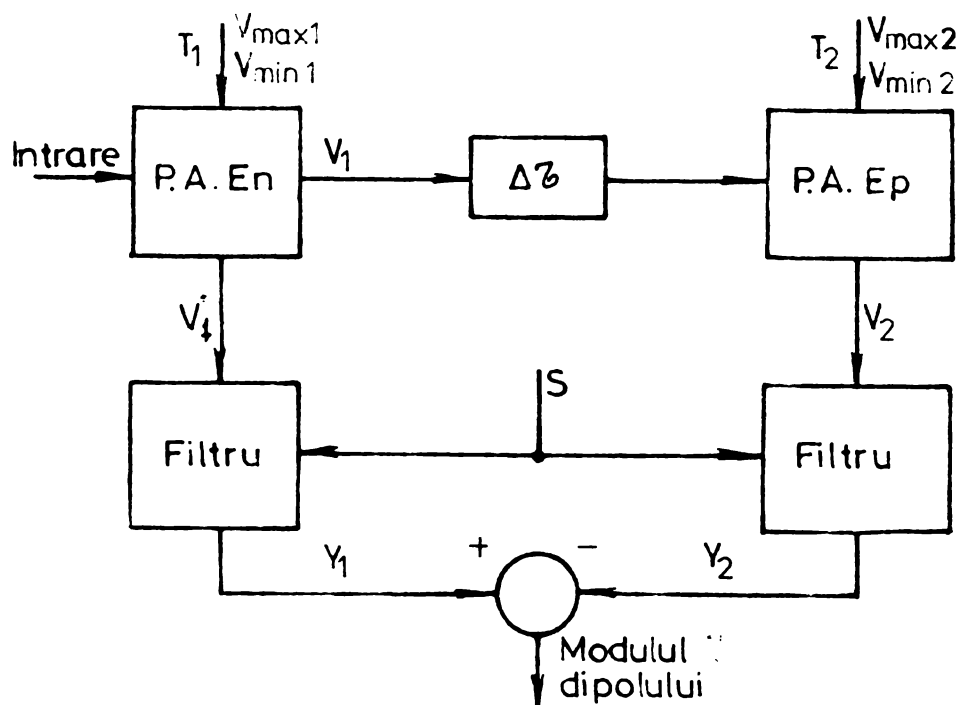


Fig. 3.10

La baza întocmirii modelului unui segment de mușchi cardiac, au stat următoarele considerente;

- experiențele efectuate cu microelectrozi plasați în epicard și miocard [21, 42, 107, 23] au relevat existența complexului QRS pe durata procesului de depolarizare a zonei de mușchi aflate sub observație. Crearea complexului QRS de către model este posibilă numai dacă se face diferența între potențialul simulat în epicard și endocard;

- între potențialul de acțiune al endocardului și epicardului s-a introdus o întârziere $\Delta\tau$ corespunzătoare propagării reale a potențialului din interior spre exteriorul peretelui inimii;

- potențialul de acțiune al unui grup de celule prezintă fronturi a căror pantă este mult mai mică decât a unei celule. Acest lucru se poate realiza dacă potențialul de acțiune celular este trecut printr-un filtru cu structură corespunzătoare;

- amplitudinea potențialului din endocard și epicard este mai mare decât a potențialului celular. Din acest motiv potențialul rezultat al endocardului și epicardului este multiplicat cu o constantă S, care reprezintă suprafața segmentului de mușchi luat în considerare.

Pentru filtrarea potențialului de membrană s-a utilizat un filtru numeric recursiv [53, 78] de forma:

$$v(t_1) = v(t_0) + \frac{1}{6} (k_{00} + 2k_{10} + 2k_{20} + k_{30}) \quad (3.27)$$

unde:

$$k_{00} = h \frac{(1+S^2)v(t_0) - a_0 y(t_0)}{a_1}$$

$$k_{10} = h \frac{(1+S^2)v(t_0+h/2) - a_0 (y(t_0) + k_{00}/2)}{a_1}$$

$$k_{20} = h \frac{(1+S^2)v(t_0+h/2) - a_0 (y(t_0) + k_{10}/2)}{a_1}$$

$$k_{30} = h \frac{(1+S^2)v(t_0+h) - a_0 (y(t_0) + k_{20})}{a_1}$$

(3.28)

În relațiile (3.28) semnificația mărimilor este următoarea:

- $h/2$, este intervalul între 2 eșantioane consecutive;
- $v(t_i)$, valoarea potențialului de membrană la momentul t_i ;
- $y(t_i)$, valoarea potențialului filtrat la momentul t_i ;
- a_1 , constanta de timp a răspunsului la semnul treaptă;
- a_0 , o constantă (în cazul de față egală cu unitatea).

Pentru a ilustra modul în care aria unui segment de mușchi influențează valoarea modulului dipolului se fo-

losește doar o parte din structura propusă anterior (figura 3.11).

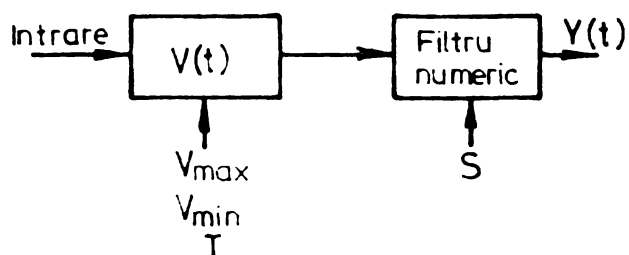


Fig.3.11

$V(t)$ simbolizează potențialul de acțiune al unei fibre ventriculare definit prin relațiile (3.12) și (3.13). Filtru numeric are aceeași structură ca în modelul din figura 3.10. În programul de simulare

au fost folosite următoarele date inițiale: $V_{\max} = 100 \text{ mV}$, $V_{\min} = 0 \text{ V}$, $T = 400 \text{ msec.}$, $K = 13$, $V_1 = 90 \text{ mV}$, $V_2 = 35 \text{ mV}$. Pentru aria segmentului de mușchi s-au ales valorile $S=0,01$; 1; 2; 3 unități.

În figura 3.21 este redat modul de variație al modulului dipolului în funcție de aria segmentului.

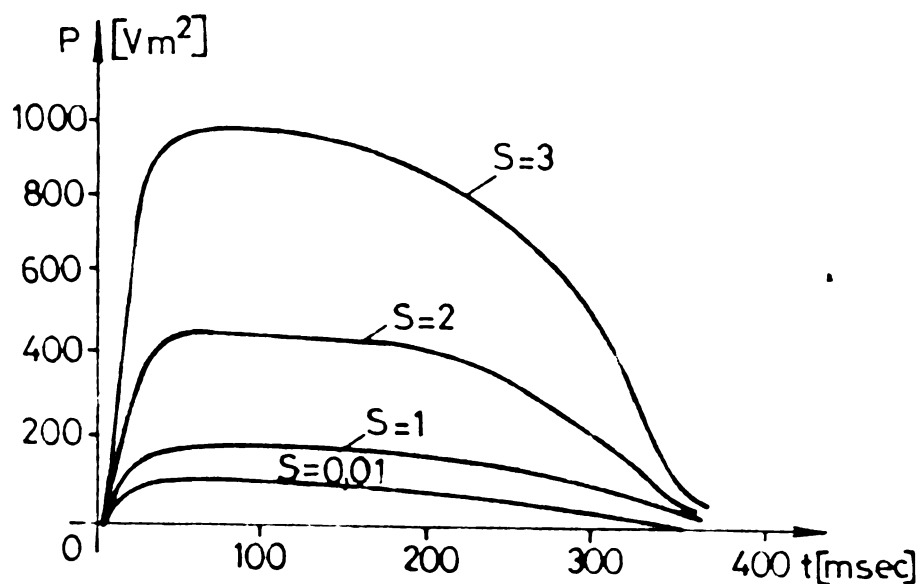


Fig.3.12

Unitatea de măsură ce rezultă conform relației de definiție a modulului unui dipol al unui segment cardiac (relația (3.25)) este $[\text{v.m}^2]$. Cum o astfel de relație de

definiție a fost propusă pentru prima dată în cadrul acestei teze, semnificația fizică a unității de măsură poate fi supusă unor interpretări. Autorul consideră că unitatea $[v.m^2]$ pune în evidență faptul că activitatea electrică a zonei miocardului depinde de aria acelei zone. În continuare la diagramele rezultate în urma simulării nu se mai trece unitatea de măsură, ci numai valoarea modulului dipolului.

3.6. Utilizarea modelului de segment cardiac la simularea unor afecțiuni

Este cunoscut faptul că depolarizarea și repolarizarea fibrei ventriculare produce complexul QRS și unda T din semnalul electrocardiografic. Bazat pe acest fapt, în cele ce urmează, modelul pentru activitatea electrică a unui segment prezentat în paragraful 3.5, va fi folosit la simularea unor afecțiuni. Producerea complexului QRS și a undei T, atât pentru o stare normală cât și pentru una patologică, confirmă faptul că modelul a fost bine întocmit și reflectă fidel fenomenele care au loc în fibra miocardică.

De asemenea trebuie menționat că datele inițiale folosite în programul de simulare sînt date reale, care au fost luate din studiile de electrofiziologie a inimii indicate la începutul acestui capitol.

Pentru cazul normal ilustrat în figura 3.13, potențialul endocardului este reprezentat de funcția v_1 . Unda de depolarizare străbate peretele ventricular într-un interval de timp $\Delta \tau$. Potențialul de acțiune din epicard este reprezentat de funcția v_2 . Durata lui este mai mică în comparație cu a potențialului din endocard pentru că procesul de repolarizare este mai rapid [63, 101, 45].

Parametri folosiți pentru simularea cazului normal au fost : $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 245$ msec., $V_{\min 1} = V_{\min 2} = -90$ mV, $V_{\max 1} = V_{\max 2} = +10$ mV, $\Delta \tau = 25$ msec.

Figura 3.13.b redă modulul dipolului segmentului furnizat de model. Se observă că se păstrează proporționali-

tatea între amplitudinile și duratele elementelor componente ca și în cazul unui semnal electrocardiografic normal.

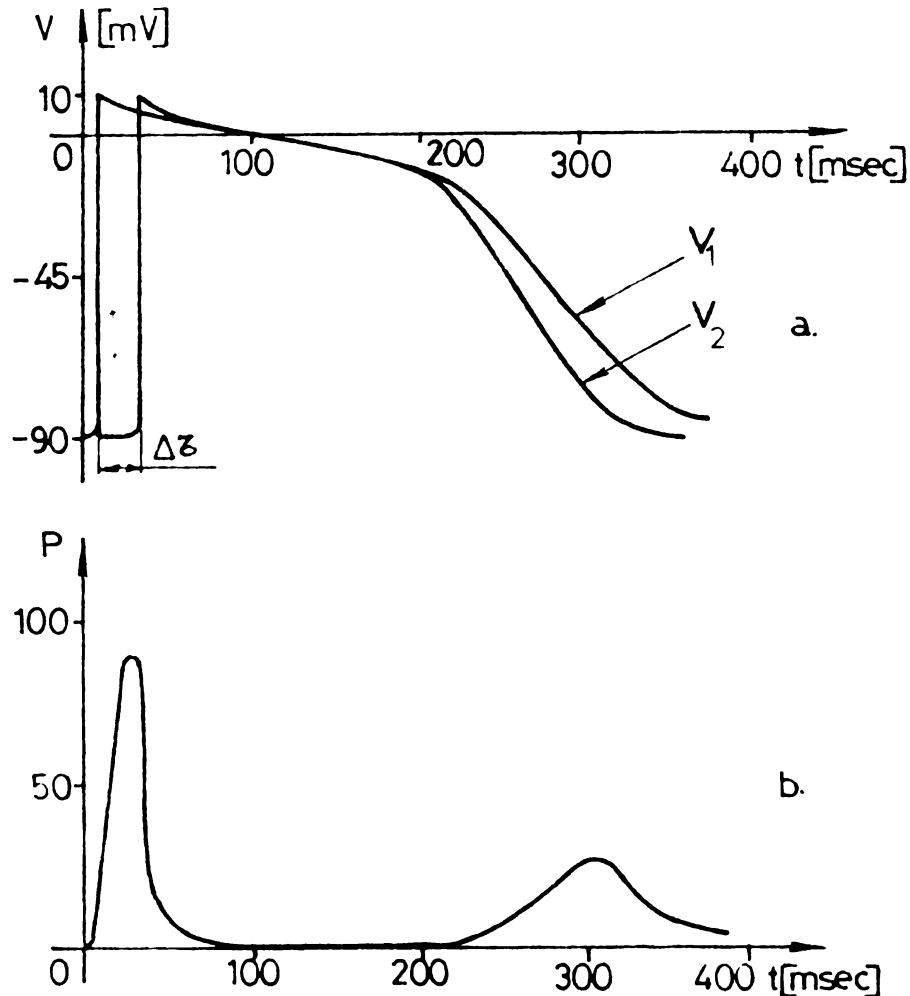


Fig.3.13

În continuare au fost simulate câteva cazuri patologice mai des întâlnite în cardiologie, și anume:

- hipertrofia ventriculară;
- ischemia miocardică.

Hipertrofia ventriculară este rezultatul unui proces patologic de creștere în grosime a peretelui ventricular. Aceasta se manifestă prin creșterea în durată a potențialului de acțiune în epicard. În figura 3.14.a Y_1 și Y_2 reprezintă potențialele de acțiune filtrate din endocard și epicard. Simularea hipertrofiei s-a realizat cu următorii parametri: $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 280$ msec., $V_{\min 1} = V_{\min 2} = -90$ mV, $V_{\max 1} = V_{\max 2} = 10$ mV, $\Delta\tau = 25$ msec. În forma

de undă a modulului dipolului (figura 3.14.b) se constată inversarea undei T, ceea ce constituie elementul caracteristic al hipertrofiei ventriculare.

Ischemia miocardică se datorează insuficienței alimentării cu sînge a unei zone a miocardului [99, 83, 101]. Efectul acestei insuficiențe asupra potențialului de acțiune celular constă, fie în reducerea potențialului de repaus, fie printr-o limitare a procesului de depolarizare, fie printr-o deformare a potențialului de acțiune în starea de repolarizare datorită reducerii vitezei de repolarizare.

Literatura medicală de specialitate pune în evidență existența ischemiei atît în endocard cît și în epicard. În cele ce urmează se prezintă rezultatele simulării ischemiei epicardiale și endocardiale.

Pentru simularea ischemiei epicardiale, parametrii ce servesc la calculul potențialului în endocard rămîn aceeași ca în cazul normal și se pot modifica doar parametrii ce definesc potențialul în epicard. La simularea ischemiei endocardiale vor rămîne neafecțați parametrii pentru potențialul epicardului, intervenindu-se numai asupra potențialului din endocard.

Ischemia epicardială datorată reducerii potențialului de acțiune în starea de repaus este arătată în figura 3.15. În programul de simulare au fost folosite următoarele date inițiale: $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 245$ msec., $V_1 \text{ min} = -90$ mV, $V_2 \text{ min} = -65$ mV, $V_1 \text{ max} = V_2 \text{ max} = 10$ mV, $\Delta\zeta = 25$ msec. Se obține o ridicare a segmentului S-T, față de cazul normal.

Ischemia epicardială datorată limitării fenomenului de depolarizare se explică prin faptul că în decursul depolarizării, potențialul epicardului nu mai atinge valori pozitive. Starea de repolarizare este caracterizată numai prin valori negative ale potențialului de acțiune (figura 3.16). Simularea acestei afecțiuni s-a făcut cu ajutorul următoarelor mărimi: $V_1 \text{ min} = -90$ mV, $V_2 \text{ min} = -90$ mV, $V_1 \text{ max} = +10$ mV, $V_2 \text{ max} = -15$ mV, $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 245$ msec., $\Delta\zeta = 25$ msec.

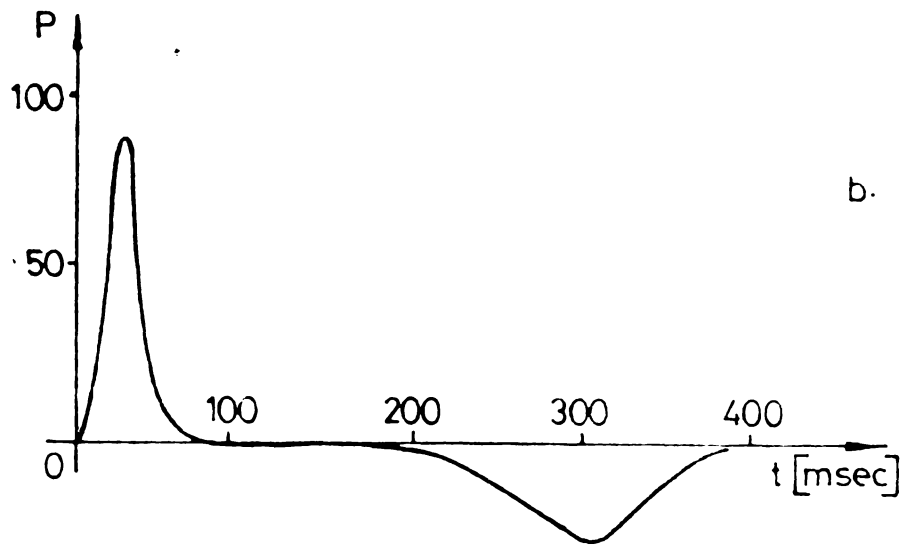
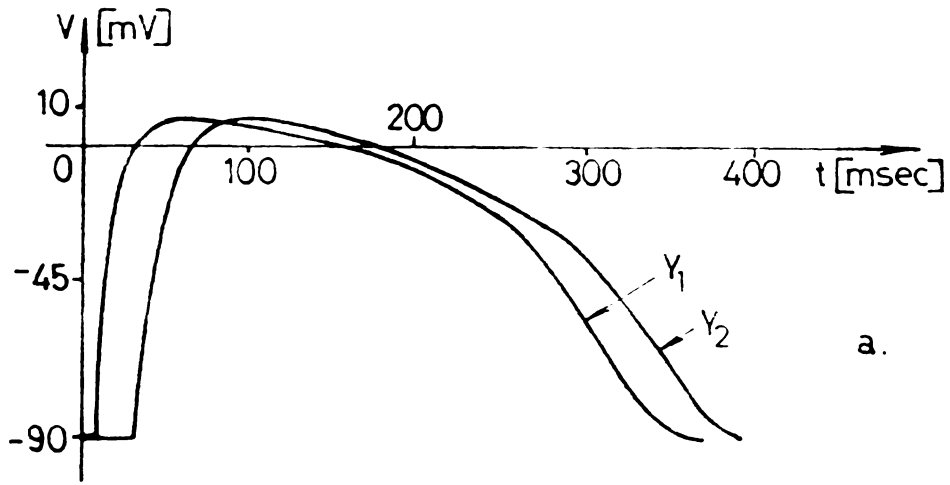


Fig. 3.14

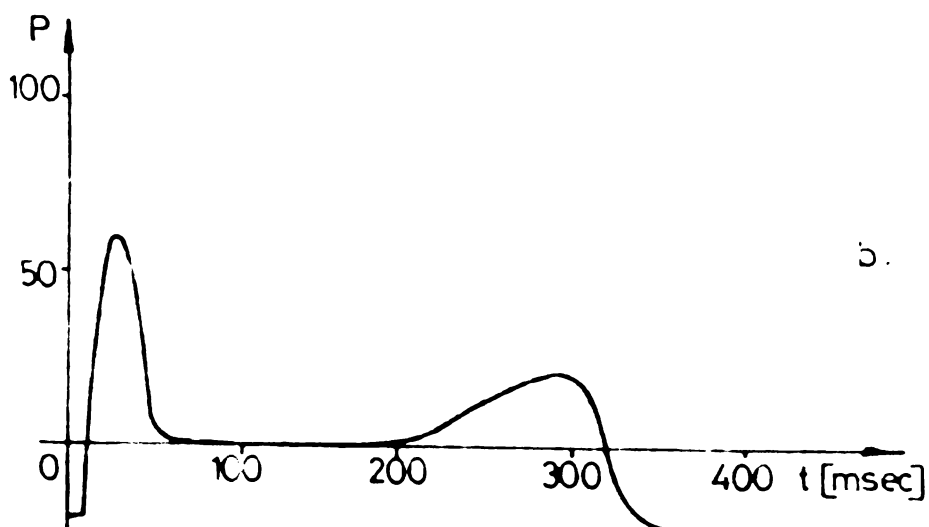
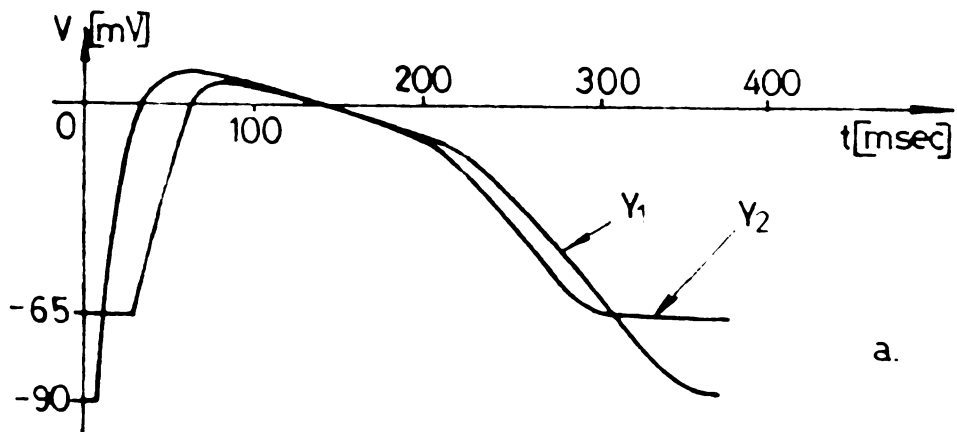
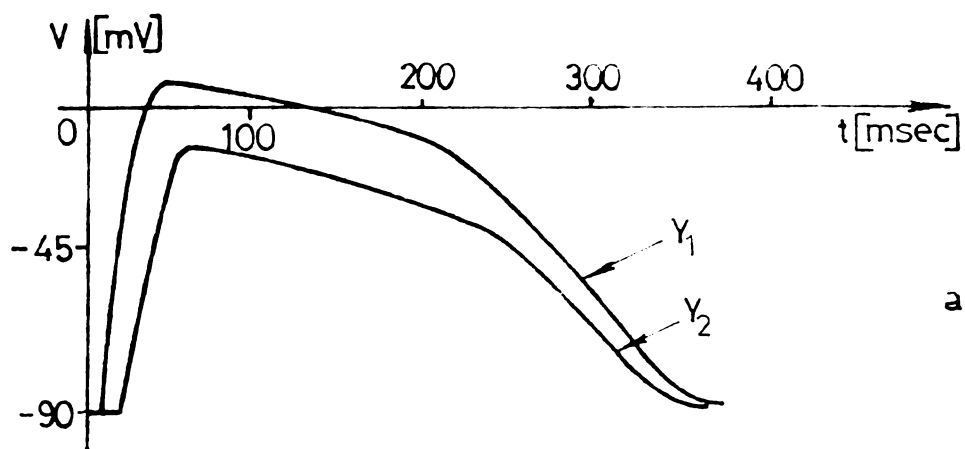
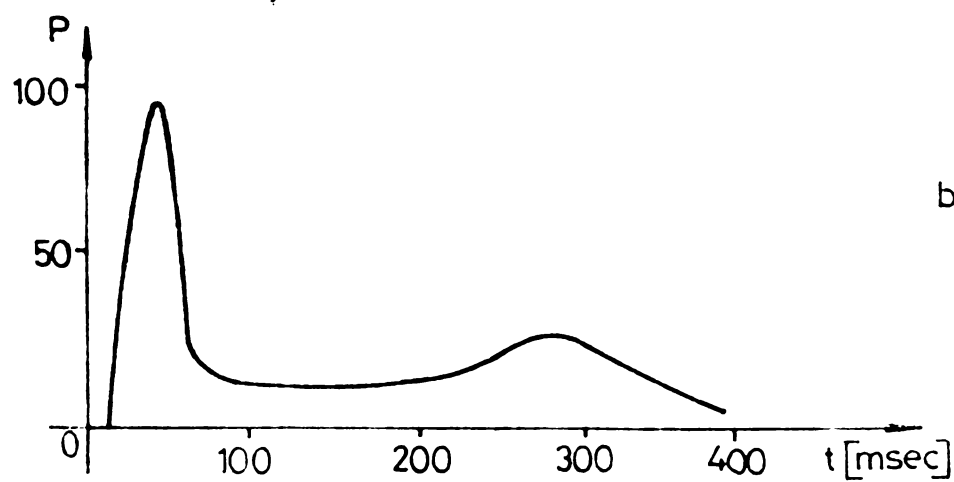


Fig. 3.15

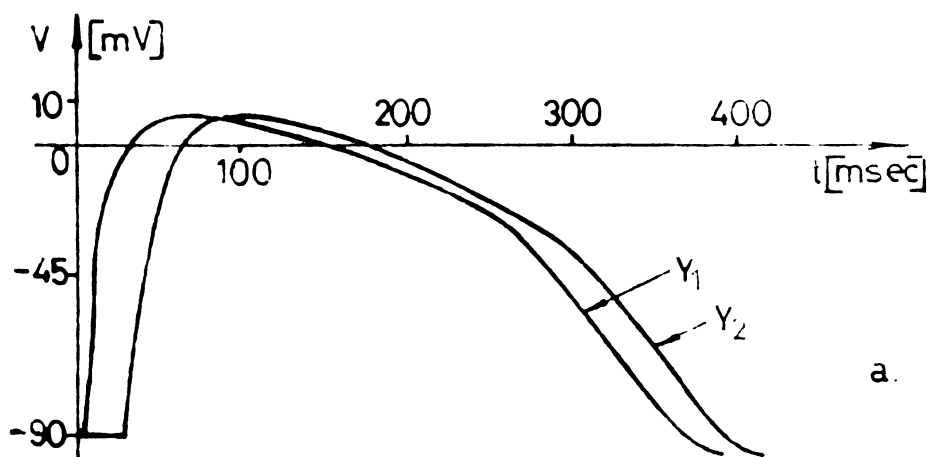


a.

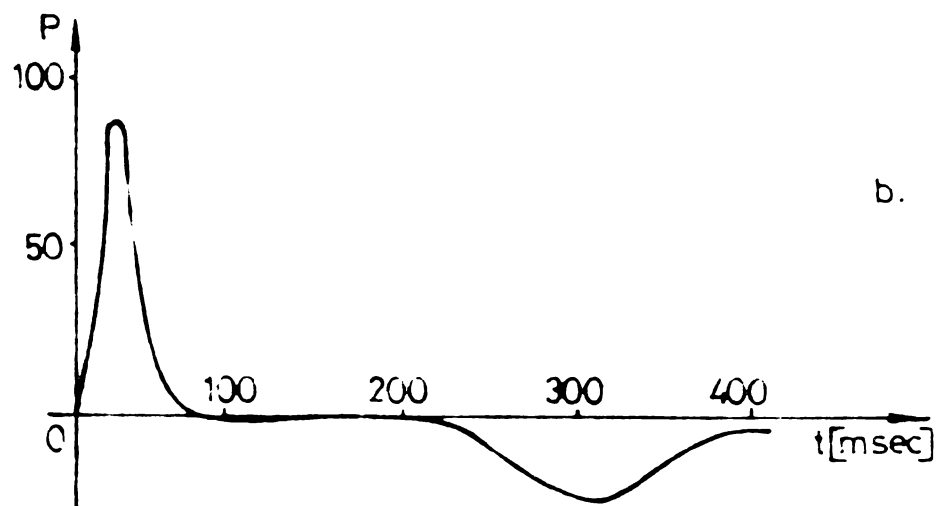


b.

Fig. 3.16



a.



b.

Fig. 3.17

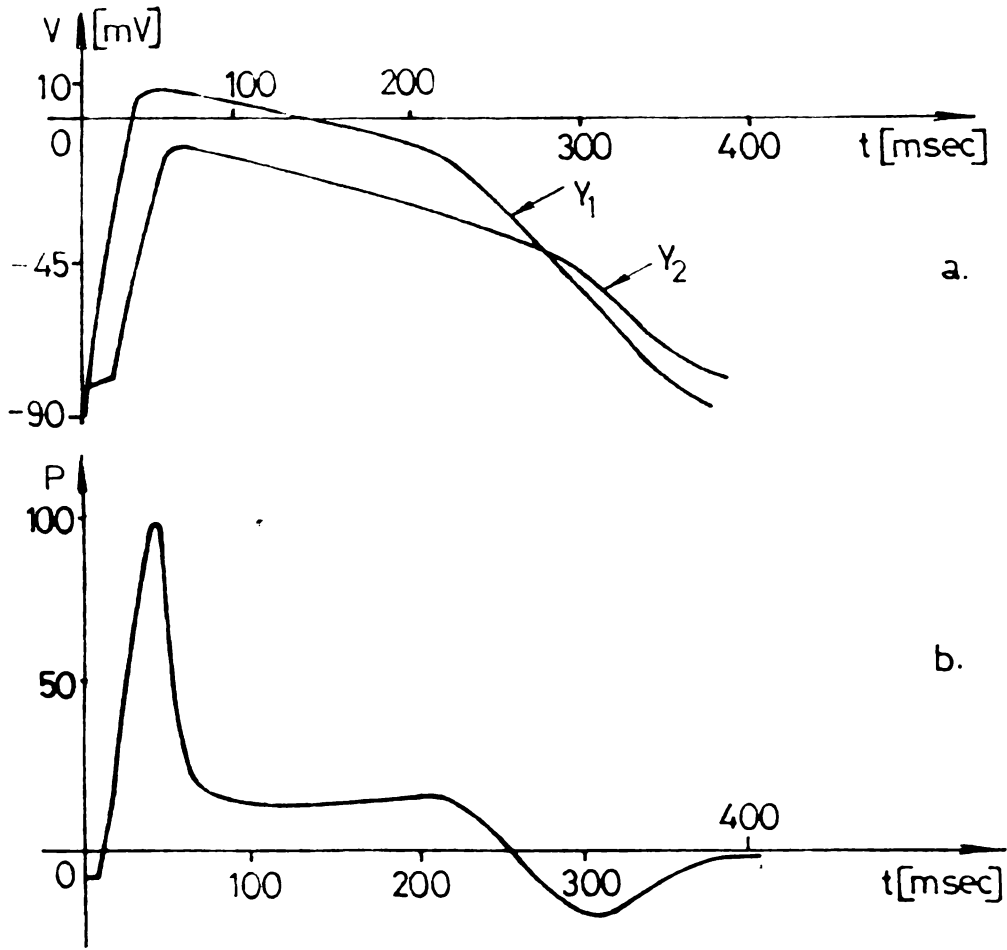


Fig. 3.18

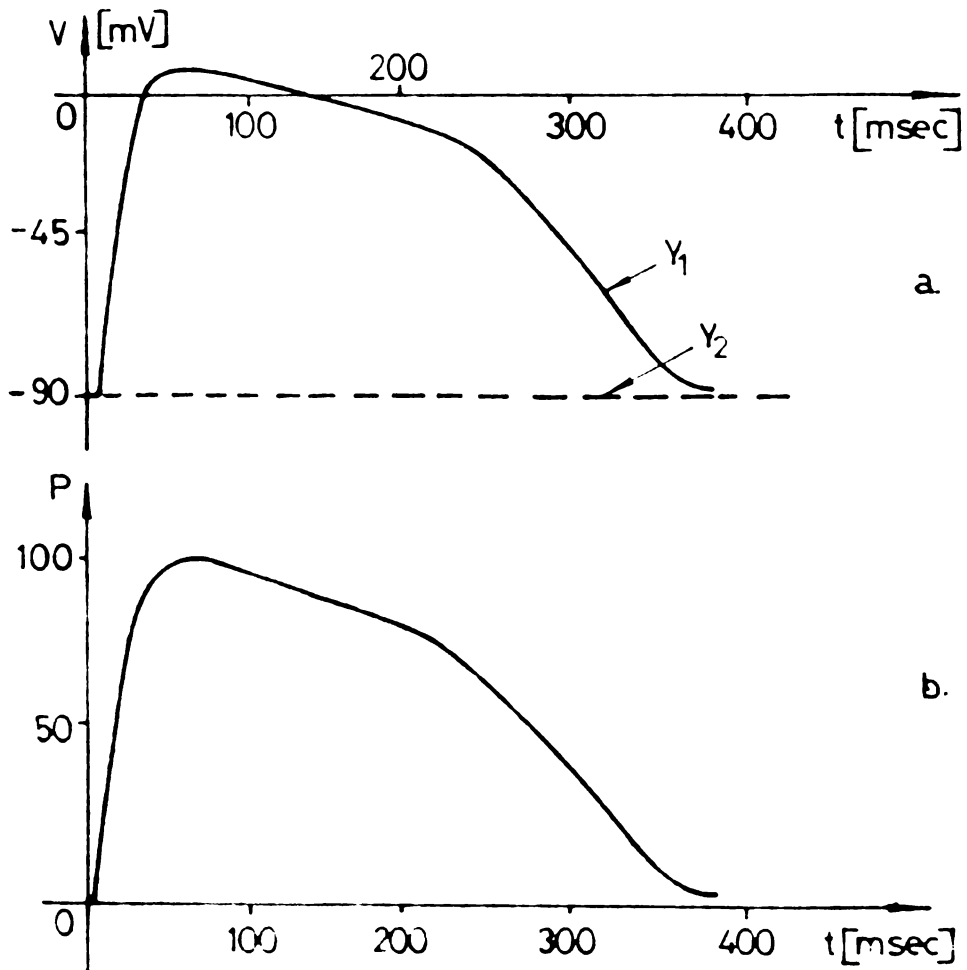


Fig. 3.19

Ischemia epicardică poate fi generată și de un proces de repolarizare mai lent. Acest fenomen generează un potențial de acțiune de o durată cel puțin egală cu durata potențialului epicardial. O astfel de situație poate fi simulată dacă se iau în considerare următorii parametri: $T_1 = T_2 = 290$ msec., $V_{\min 1} = V_{\min 2} = -90$ mV, $V_{\max 1} = V_{\max 2} = 10$ mV, $\Delta\tau = 20$ msec. Rezultatul obținut este ilustrat în figura 3.17.

Literatura medicală [45, 83] relevă faptul că ischemia epicardială se poate manifesta simultan prin inversarea undei T și ridicarea segmentului ST peste linia de zero. Și acest simptom poate fi simulat de model. Procedurul este următorul. În stare de repaus potențialul de acțiune este mai mare decât cel normal. Depolarizarea nu se realizează complet, valoarea maximă a potențialului fiind mai mică de +10 mV, iar repolarizarea lentă. În consecință, parametrii necesari în simulare vor fi: $V_{\min 1} = -90$ mV, $V_{\min 2} = -80$ mV, $V_{\max 1} = +10$ mV, $V_{\max 2} = -15$ mV, $T_1 = T_2 = 290$ msec., $\Delta\tau = 10$ msec. Figura 3.18.b pune în evidență această afecțiune. Un caz limita este acela când epicardul nu se depolarizează (fig.3.19).

Simularea ischemiei endocardiale s-a realizat în următoarele situații:

- reducerea potențialului de repaus;
- scăderea valorii maxime și minime a potențialului de acțiune.

Reducerea potențialului de repaus, spre exemplu la -65 mV, determină o denivelare a segmentului S-T spre valori negative. Folosind $V_{\min 1} = -65$ mV, $V_{\min 2} = -90$ mV, $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 245$ msec., $V_{\max 1} = V_{\max 2} = 10$ mV, programul de simulare generează formele de undă din figura 3.20.

Modificarea valorii maxime și de repaus a potențialului de acțiune determină o denivelare a segmentului S - T și o reducere a amplitudinii undei T. Alegând :

$$V_{\min 1} = -75 \text{ mV}, V_{\max 1} = -15 \text{ mV}, V_{\max 2} = +10 \text{ mV}, V_{\min 2} =$$

= -90 mV, $T_1 = 290$ msec., $T_2 = 245$ msec., modelul furnizează pentru modulul dipolului o formă de variație în timp ea cea din figura 3.21.b.

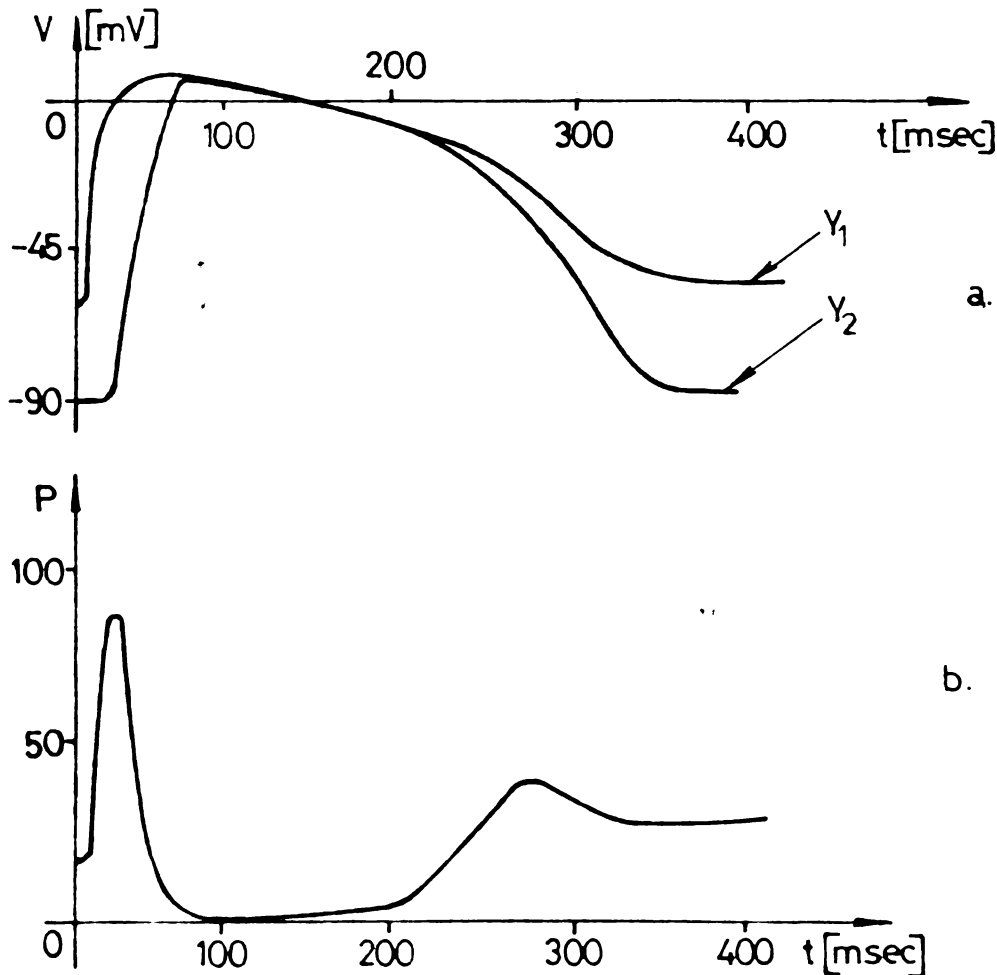


Fig.3.20

Observații

Simularea afecțiunilor cardiace mai sus prezentate, luând în considerare doar manifestările electrice dintr-o zonă a mușchiului miocardic, a avut ca principal obiectiv evidențierea parametrilor potențialului de acțiune care, modificați între anumite limite, pot genera un semnal electrocardiogramic patologic.

Notată se poate semnala posibilitatea generării unor forme de undă asemănătoare având la bază cauze diferite. Spre exemplu rezultatele reprezentate în figurile 3.14

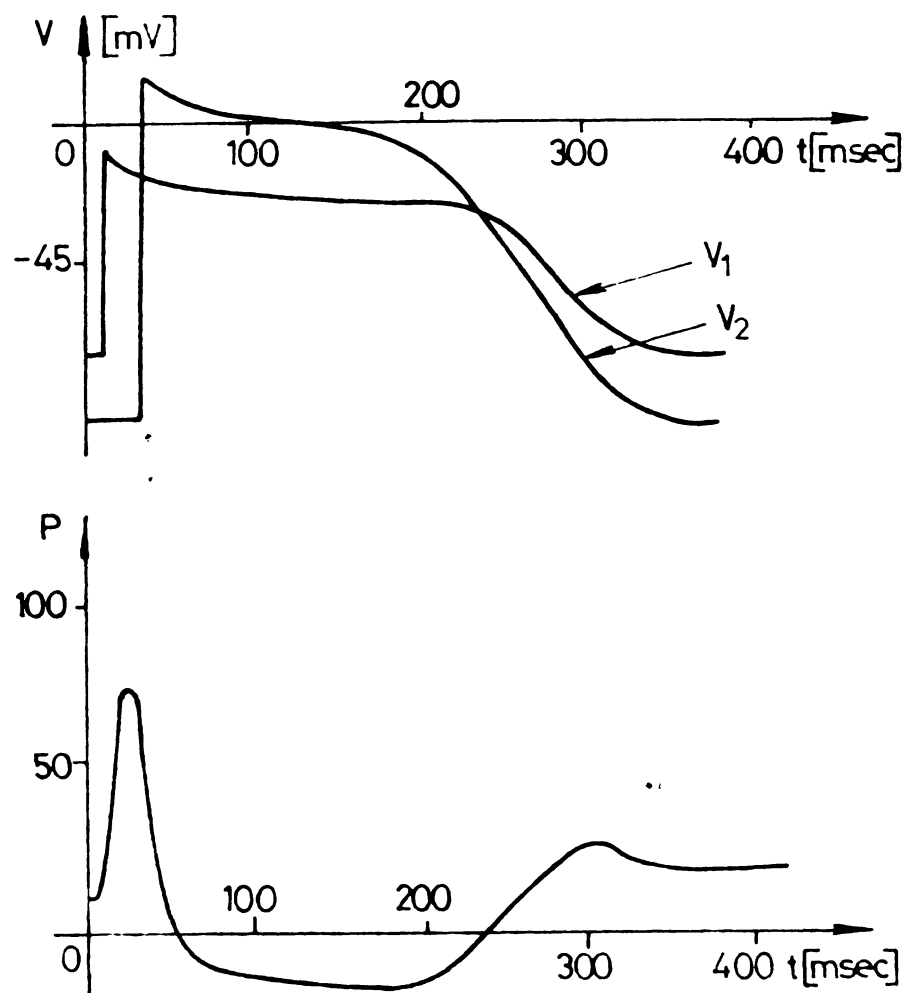


Fig.3.21

și 3.17 (hipertrofia ventriculară și ischemia epicardică). În primul caz creșterea în durată a potențialului endocardului este cauzată de îngroșarea peretelui ventricular, iar în al doilea caz aceeași creștere în durată este generată de o repolarizare mai lentă a epicardului. Această subliniere a fost făcută cu scopul de a întări afirmațiile din literatura medicală [62], care susțin că două afecțiuni diferite pot avea aceeași reprezentare în semnalul electrocardiograf măsurat.

Concluziile furnizate de simulările pe modelul din Figura 3.10 vor servi la conceperea modelului întregii activități electrice a inimii.

CAPITOLUL 4

MODELAREA ÎNTREGII ACTIVITĂȚII ELECTRICE

A INIMII

Cea mai potrivită metodă de reprezentare a activității electrice a inimii constituie încă un domeniu controversat în electrocardiografie. Reprezentarea dipolară, prin modul de abordare, prin informațiile care le furnizează, precum și prin posibilitatea relativ ușoară de a fi înțeleasă și aplicată, a stat la baza electrocardiografiei moderne.

Ipoteza că inima poate fi echivalată printr-un singur dipol localizat într-un anumit loc din corp a fost emisă în 1946 [14], cu mult timp înainte de apariția studiilor menționate în paragraful 2.2.

În încercarea de a dobândi mai multe noutăți despre natura potențialelor asociate cu un dipol plasat într-un mediu conductor, numeroși cercetători în electrocardiografie au obținut soluții teoretice pentru dipoli plasați în sfere conductoare [25, 103], cilindri [26], ori alte forme geometrice [94]. Din aceste lucrări precum și din cele prezentate în paragraful 2.2 se desprinde o concluzie de care trebuie să se țină seama la realizarea altor modele, și anume:

Modelul activității electrice a inimii poate furniza rezultate similare cu cele ale electrocardiografiei clinice numai dacă în model se introduc cât mai multe și mai exacte informații despre electrofiziologia inimii.

Principalele contribuții aduse de autor în cadrul acestui capitol sînt:

1) Elaborarea modelului întregii activități electrice a inimii pe baza cărui se obține semnalul electro-

cardiografic în toate cele 12 derivații standard. Modelul necesită în prealabil calcularea coeficienților de transfer pentru fiecare om în parte, în funcție de dimensiunile geometrice ale toracelui.

2) Enunțarea și verificarea, pentru prima dată, a ipotezei conform căreia corpul omenesc se comportă ca un filtru pentru potențialele generate de inimă. În acest sens se propune o structură de filtru numeric pentru corpul uman, care permite obținerea unor forme de undă foarte asemănătoare cu cele furnizate de un electrocardiograf.

3) Pune în evidență posibilitatea folosirii modelului întregii activități a inimii la generarea unui semnal electrocardiografic pentru o inimă sănătoasă și o inimă bolnavă. Au fost simulate următoarele afecțiuni:

- defecte de conducție;
- infarctul amplu și parțial;
- hipertrofia ventriculară.

4.1. Exprimarea potențialului de la suprafața corpului în funcție de modulul dipolului

Modelul propus în continuare se bazează pe reprezentarea multidipolară. Față de modelele multidipolare cunoscute în literatura de specialitate, în cazul de față ideea care a stat la baza construirii modelului a fost aceea de a se putea reproduce cât mai fidel cu puțință traseele electrocardiografice din cele 12 derivații standard.

Generarea de către model a unui electrocardiogramă normale sau patologice este posibilă numai dacă se respectă întocmai secvența de activare și propagare a potențialului de acțiune în fiecare segment în parte.

În vederea realizării modelului s-au făcut următoarele ipoteze simplificatorii //1/ :

- inima a fost divizată în 6 segmente, fiecare segment fiind echivalat din punct de vedere electric cu un dipol având direcția și sensul fixat, variind doar modulul dipolului;

- modulul fiecărui dipol este proporțional cu potențialul de acțiune monofazic și cu aria fiecărui segment;

- dipolii au ca origine comună centrul de greutate al triunghiului Einthoven;

- direcția de propagare a potențialului de acțiune este din interior spre exterior, normal la suprafața segmentului;

- corpul omensc este considerat omogen.

În figura 4.1 s-a reprezentat simplificat un segment de mușchi cardiac de arie S . Fie dS un element de suprafață caracterizat printr-un dipol de moment $kD(t)$, avînd

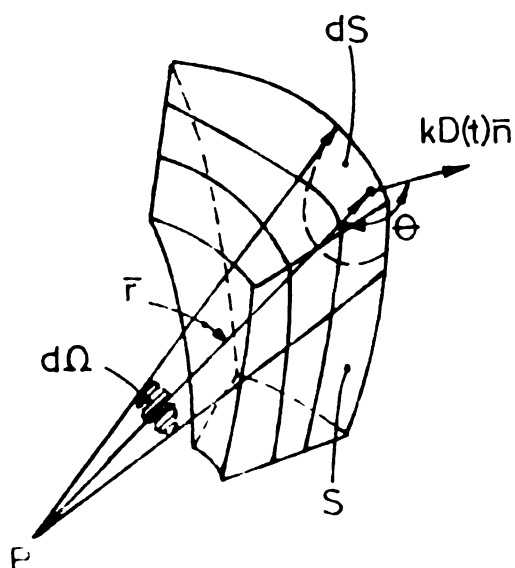


Fig.4.1

orientarea vectorului unitar \bar{n} . Dacă vectorul de poziție a lui dS față de un punct oarecare P este \bar{r} , atunci potențialul creat de acest dipol elementar este:

$$V_P = \frac{1}{4\pi\epsilon} \int_S \frac{kD(t)\cos\theta}{r^2} dS \quad (4.1)$$

Această relație este valabilă dacă corpul este presupus a fi infinit, iar

din punct de vedere electric omogen. Relația de mai sus poate fi scrisă și sub forma :

$$V_P = \alpha \int_{\Omega} k \cdot D(t) \cdot d\Omega \quad (4.2)$$

unde $\alpha = 1/4\pi\epsilon$ iar $d\Omega = \frac{\cos\theta dS}{r^2}$

Din această exprimare a potențialului se poate vedea că dacă un segment cardiac este mic, sau distanța pînă la punctul P este mare, potențialul creat de un astfel de segment poate fi sesizat la suprafața corpului într-o măsură mai

mică, în comparație cu potențialul unui segment de dimensiuni mai mari. De această observație trebuie să se țină cont în continuare atunci când se va lua în considerare contribuția fiecărui segment la sintetizarea unui ciclu electrocardiografic. De fapt, în literatură [30, 101] se sesizează faptul că potențialul creat de nodul S-A și A-V este redus în comparație cu cel al mușchiului cardiac.

Dacă P_i este un punct de pe suprafața corpului, cu vectorul de poziție \vec{r}_i față de un sistem de coordonate cartezian și dacă există "n" dipoli cu originea în originea sistemului de coordonate, potențialul produs de cei "n" dipoli în punctul P_i este:

$$v_i = d \sum_{j=1}^n k_j \cdot D_j(t) \cdot \frac{\vec{n}_j \cdot \vec{r}_i}{r_i^3} \quad (4.3)$$

4.2. Stabilirea elementelor de volum ale miocardului și a geometriei punctelor de măsurare

Mușchiul inimii a fost împărțit în 8 zone. Această segmentare se bazează pe hărțile izocrone determinate de Durrer în [21] și care țin cont de propagarea impulsului de excitație de la nodul S-A spre diferite zone ale miocardului. Cele 8 elemente de volum alese sînt reprezentate în figura 4.2. Ele sînt atriul drept (A.D), atriul stîng (A.S), septum 1 (S1), septum 2 (S2), ventricolul stîng 1 (V.S1), ventricolul stîng 2 (V.S2), ventricol drept 1 (V.D1), ventricol drept 2 (V.D2).

Sistemul de coordonate cartezian ales are originea în centrul de greutate al așa numitului "triunghi Einthoven". Este un triunghi echilateral situat în planul frontal cu vîrfurile în jos și baza la nivelul umerilor (figura 4.3.a). Sensul pozitiv al axelor x, y, z, s-a ales iden-

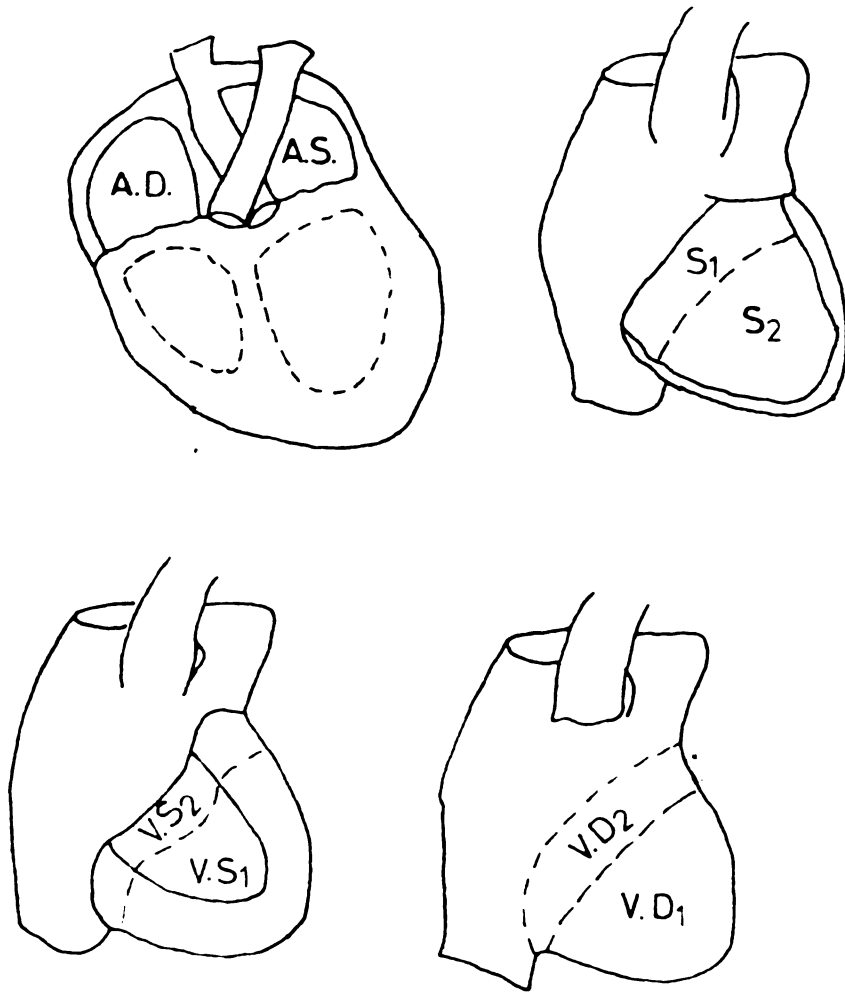


Fig. 4.2

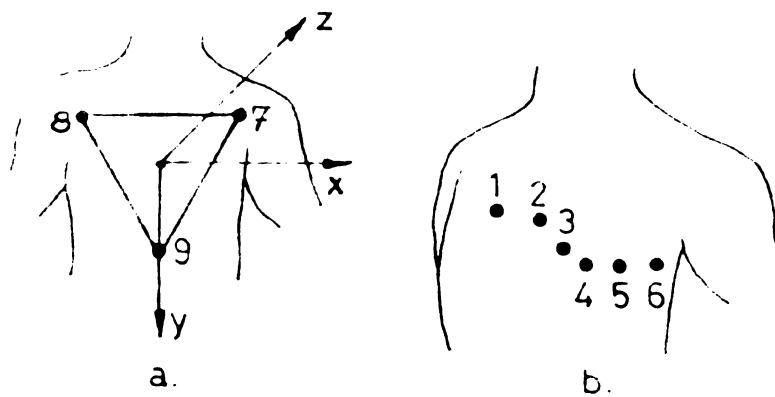


Fig 4.3

tic cu cel din vectocardiografie.

Fiecare dipol asociat unui element de voltaj este caracterizat prin unghiurile care le formează cu sistemul de axe ales. Ținând cont de poziția segmentelor de mușchi și de sensul de activare al acestora, au fost găsite următoarele valori de unghiuri (tabelul 1)

Tabelul 1.

Dipol	Unghi		
A.D.	43°	39°	103°
A.S.	40°	40°	92°
S1	55°	89°	129°
S2	133°	128°	100°
V.S1	43°	38°	16°
V.S2	29°	26°	8°
V.D1	137°	130°	100°
V.D2	136°	129°	105°

Se determină apoi, în funcție de geometria toracelui coordonatele punctelor în care se simulează potențialele generate de cei 8 dipoli. În tabelul 2, coordonatele sînt exprimate în funcție de lungimea "ℓ" a laturii triunghiului lui Einthoven.

Tabelul 2.

Localizarea electrozilor	Coordonate		
	x	y	z
v_1	$-\ell/40$	0	$-\ell/4$
v_2	0	0	$-\ell/4$
v_3	$\ell/40$	0	$-\ell/4$
v_4	$\ell/3$	$\ell/8$	$-\ell/8$
v_5	$\ell/2,5$	$\ell/8$	$-\ell/10$
v_6	$\ell/2,35$	$\ell/8$	0
v_7	$0,5\ell$	$-0,28\ell$	0
v_8	$-0,5\ell$	$-0,28\ell$	0
v_9	0	$0,58\ell$	0

4.3. Algoritmul pentru simularea unui traseu electrocardiografic normal

La întocmirea algoritmului de generare a semnalului electrocardiografic în cele 12 derivații, trebuie să parcurse următoarele etape:

1) stabilirea parametrilor potențialului de acțiune în fiecare segment (durata, amplitudine, orientarea dipolului);

2) fixarea întârzierilor în propagarea potențialului de acțiune în concordanță cu fenomenul electrofiziologic;

3) determinarea coordonatelor punctelor în care se simulează semnalul electrocardiografic;

4) calculul potențialului în cele 12 derivații standard.

Alegerea parametrilor și a formei de variație în cel puțin potențialului generat de cele 3 segmente s-a făcut

în concordanță cu programul de simulare descris în paragraful 3.3. Fiecărui segment i s-a atașat o curbă a cărei formă se apropie cât mai mult posibil de cea furnizată de măsurările efectuate cu microelectrozi. Pentru fiecare segment din atrii s-au impus următoarele mărimi: V_{\min} , V_{\max} , t_{\max} și α , iar pentru fiecare segment din peretele ventricular: V_{\min} , V_{\max} , t_1 , t_2 , t_3 , t_4 , t_p și K . Potențialele V_{\min} și V_{\max} , pentru ambele cazuri au aceleași valori, -90 mV, respectiv $+20$ mV.

Durata potențialului fiecărui segment se stabilește pe baza experiențelor prezentate în [54, p.25] unde se indică valori medii ale duratei în diferite zone ale mușchului inimii. Se arată de asemenea ce întârzieri pot să apară la propagarea undei de depolarizare, întârzieri raportate la un moment inițial ce corespunde stării de depolarizare a nodului sinoatrial.

Tabelul 3 conține valorile alese în programul de simulare pentru durata potențialului de acțiune și a întârzierilor în propagare. Trebuie menționat faptul că valorile indicate în tabel corespund unei inimii adulte, normale.

Tabelul 3.

Segmentul	Intârzierea τ [s]	Durata potențialului de acțiune, t_p . [s]
S-A	0	0,15
A.D	0,1	0,1
A.S	0,1	0,1
A-V	0,15	0,15
S1	0,25	0,42
S2	0,253	0,347
V.S1	0,263	0,357
V.D2	0,35	0,27
V.D1	0,303	0,327
V.S2	0,32	0,203

Folosind organigrama din figura 3.3 pentru fiecare din cele 8 segmente au rezultat formele de undă ca în figura 4.4. Nu au fost reprezentate potențialele generate de nodul S-A și A-V, întrucât ele nu vor fi folosite, așa cum se va menționa la sfârșitul acestui paragraf, la sintetizarea semnalului electrocardiografic. Ele au aceeași formă de undă ca și potențialele generate de atriumul stâng și atriumul drept avînd însă, întârzierea $\Delta\tau=0$ sec., respectiv $\Delta\tau=0,15$ sec.

Odată calculat potențialul aferent fiecărui segment, urmează să-l folosim la generarea electrocardiogramei în cele 12 derivații. Pentru aceasta ne folosim de relațiile de definiție a derivațiilor bipolare și unipolare (relațiile (1.1) și (1.2)), pe care le particularizăm pentru desenul din figura 4.3.

$$\begin{aligned}
 D_1 &= V_7 - V_8 \\
 D_{II} &= V_9 - V_8 \\
 D_{III} &= V_9 - V_7 \\
 aV_R &= 3/2 V_9 \\
 aV_R &= 3/2 V_7 \\
 aV_L &= 3/2 V_8
 \end{aligned}
 \tag{4.4}$$

unde: V_7, V_8, V_9 sînt potențialele din vîrfurile triunghiului lui Einthoven.

Pentru derivațiile bipolare din planul frontal, ecuația (4.3) se pune în forma:

$$D = V_p - V_q = \sum_{j=1}^8 (K_{p,j} - K_{q,j}) D_j(t)
 \tag{4.5}$$

iar pentru derivațiile unipolare din planul transversal (derivațiile precordiale), ecuația (4.3) se scrie:

$$V_i = \sum_{j=1}^8 K_{j,i} \cdot D_j(t)
 \tag{4.6}$$

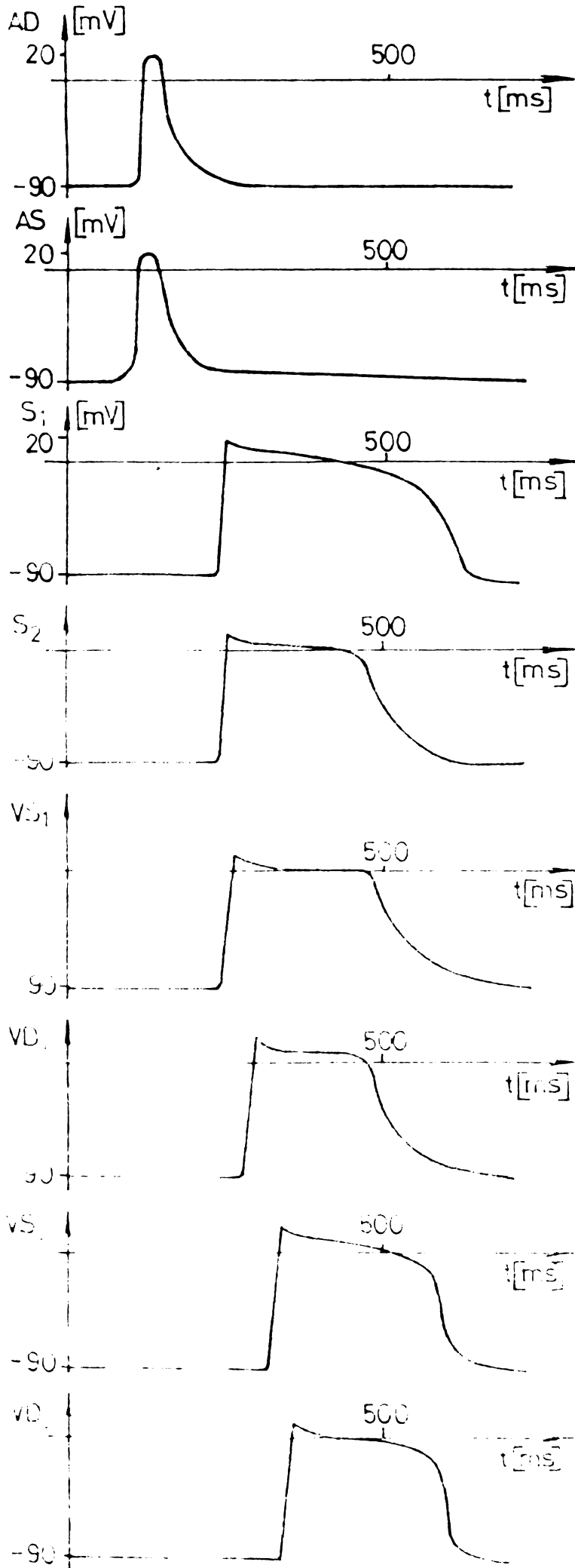


Fig 4 4

Calculul potențialului în derivațiile unipolare din planul frontal se face cu următoarea expresie:

$$aV_i = 3/2 \sum_{\substack{j=1 \\ i=7,8,9}} K_{j,i} \cdot D_j(t) \quad (4.7)$$

În relațiile (4.5), (4.6), (4.7) coeficienții $K_{j,i}$ cuprind constantele $k_{j,ri}$, $\bar{n}_j \cdot \bar{r}_i$, iar $D_j(t)$ reprezintă variația în timp a dipolului unui segment.

Observații. Pînă acum nu s-a făcut nici o precizare asupra semnificației constantei k_j introdusă în relația (4.3).

Este cunoscut faptul că modulul unui dipol este influențat de aria segmentului. Prin urmare un segment cu o arie mai mare va influența mai mult semnalul electrocardiografic rezultat, decît un segment cu arie mai mică.

Pe baza rezultatelor simulării efectuate în paragraful 3.5 s-a ajuns la concluzia că pentru a ține cont în mod real de contribuția fiecărui segment de mușchi, modulul dipolului aferent trebuie înmulțit cu o constantă. Stabilirea constantelor s-a făcut în concordanță cu valoarea suprafețelor celor 8 segmente reprezentate în figura 4.3. S-a avut de asemenea în vedere modul de variație a modulului dipolului în funcție de aria segmentului (figura 3.12). S-au dedus următoarele valori pentru aceste constante (tabelul 4):

Tabelul 4.

Segment	A.D	A.S	S1	S2	V.S1	V.S2	V.D1	V.D2
k	0,1	0,1	0,3	1,1	2,3	0,3	1,5	0,1

Trebuiește de asemenea făcută încă o precizare. Modelul prezentat nu face nici o referire asupra alegerii permitivității electrice a corpului uman (ϵ). Paragraful următor abordează într-un mod aparte influența corpului asupra propagării potențialului creat de inimă.

Organigrama simplificată a procesului de simulare a unui ciclu electrocardiografic în cele 12 derivații este

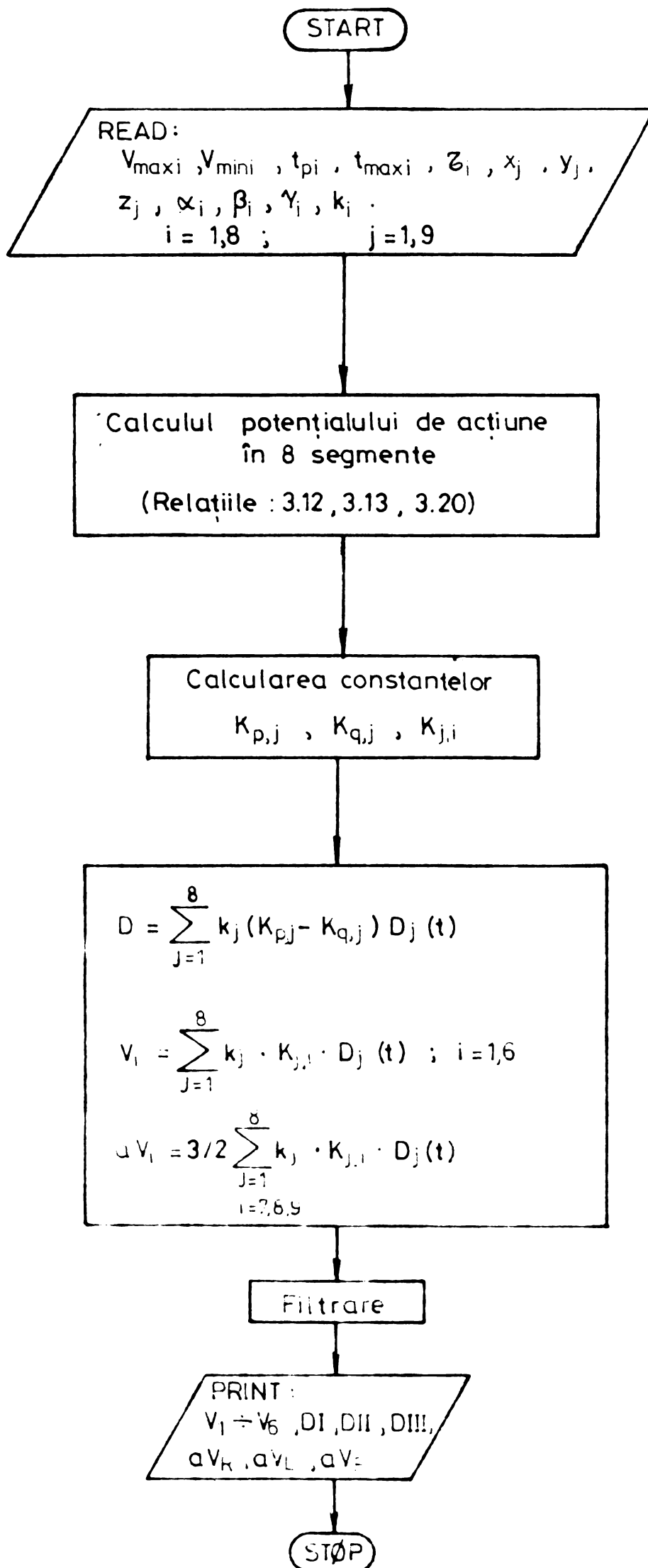


Fig. 4.5

Tabelul 5.

Deri- vatiiv	D _I	D _{II}	D _{III}	a _{V_L}	a _{V_F}	a _{V_R}	V ₁	V ₂	V ₃	V ₄	V ₅	V ₆
A.D	0,128	0,138	0,028	0,047	0,092	-0,116	0,079	0,117	0,15	0,234	0,14	0,14
A.S	0,1309	0,155	0,0287	0,05	0,0932	-0,139	0,0276	0,01	0,04	0,239	0,14	0,14
S1	-0,04	0,16	-0,12	0,1	0,05	-0,02	0,84	0,94	1,06	0,59	0,36	0,28
S2	-1,42	-1,68	-0,343	-0,5	-1	-1,513	1,4	1	0,58	-2,4	-1,55	-1,58
V _{II}	2,92	3,41	0,63	1,1	2,04	-3,08	-3,1	-2,28	-1,46	4,77	3,15	3,5
V _{II2}	-0,4	0,4	-0,0027	0,23	-0,19	-0,19	-0,35	-0,24	-0,095	0,43	0,32	0,34
V _{DI}	-1,93	-2,3	-0,46	-0,67	-1,37	2,06	1,92	1,35	0,8	-3,27	-2,115	-2,16
V _{DI2}	-0,123	-0,151	-0,027	-0,003	-0,007	0,1	0,132	0,013	0,09	-0,06	-0,13	-0,14

redată în figura 4.5. În tabelul 5 se dau constantele $K_{j,i}$ calculate pentru cazul cînd latura triunghiului lui Einthoven, $l = 0,5$ m, iar direcțiile de propagare a potențialului în fiecare segment corespund valorilor indicate în tabelul 1.

În programul de simulare nu s-au folosit potențialele create de nodul S-A și A-V, deși în tabelul 3 sînt precizate durata și întîrzierea în propagare a fiecăruia, pentru următoarele motive:

- suprafața centrilor nervoși S-A și A-V este redusă, și prin urmare, modulul dipolilor respectivi este mic în comparație cu modulul celorlalte segmente;

- literatura medicală nu furnizează nici o informație despre vre-o legătură directă ce ar putea exista între potențialul de acțiune al acestor centri nervoși și parametrii undelor constitutive ale unei electrocardiograme.

Aceste afirmații au fost verificate în cadrul programului principal de simulare și s-a ajuns la concluzia că luarea sau neluarea în considerare a potențialelor nodului S-A și A-V nu influențează forma de undă electrocardiografică în nici una din cele 12 derivații.

4.4. Filtrarea semnalului electrocardiografic simulat

Utilizînd algoritmul de simulare prezentat anterior, semnalul obținut diferă mult față de ceea ce se cunoaște în mod curent în practica medicală. Explicația constă în faptul că în procesul de simulare corpul omenesc a fost considerat ca un volum conductor, infinit, omogen, la care punctele de pe suprafața pielii sînt puncte oarecare în acel volum. Această ipoteză constituie o simplificare a unei situații complexe pentru că corpul cu plămîni, varietatea de țesuturi și oase este în mod evident un volum conductor neomogen. Un număr mare de investigații [58, 86, 36, 1, 2, 9, 41, 84, 33, 63] au luat în considerare aceste neomogenități într-un mod mai mult sau mai puțin realist.

În vederea găsirii unei soluții practice, care să nu se bazeze pe cunoașterea conductivității corpului (con-

ductivitate care este funcție de timp și variază de la individ la individ), dar care să țină cont de efectul global al corpului asupra propagării potențialului cardiac, s-a propus echivalarea spațiului inimă - suprafața corpului cu un filtru.

Analizarea și interpretarea semnalului electrocardiografic nu este posibilă fără o filtrare prealabilă. Literatura de specialitate acordă o foarte mare importanță găsirii unor soluții eficiente pentru filtrarea semnalelor biologice [15, 120, 10, 38, 78, /72/, /73/, 53, 43, 95, 11, 24, 87, 27, 40, 51, 77, 79]. Alegerea soluțiilor concrete pentru un astfel de filtru are în vedere rejectarea semnalelor de zgomot din sistemul de măsurare preconizat. Nu se are în vedere efectul de filtru pe care îl introduce corpul asupra potențialelor create de miocard.

În cele ce urmează se propune utilizarea unui filtru numeric avînd la bază ecuația unei parabole și se caută structura optimă a acestuia pentru filtrarea unei electrocardiogramme.

Este cunoscut faptul [59, 87, 20] că o metodă simplă de a obține expresii aproximative pentru derivatele unei funcții $y(x)$, care este dată grafic sau cu ajutorul unei table, într-un număr de puncte i , constă în a înlocui funcția y cu o parabolă ce trece printr-un anumit număr de puncte și a lua derivatele parabolei ca valori aproximative ale derivatei lui y .

Se poate demonstra că termenul liber al parabolei de aproximare este o măsură a semnalului electrocardiografic filtrat. Calitatea filtrului depinde de numărul de eșantioane cu care se calculează termenul liber. Se dorește ca prin intermediul parabolei să se filtreze semnalul electrocardiografic simulat în toate cele 12 derivații. De fapt se urmărește să se filtreze variația în timp a potențialului V generat de inimă în oricare punct de pe suprafața corpului.

Fie y_n valoarea parabolei într-un punct de abscisă $x = nh$. Dacă la $x = 0$ se consideră vârful parabolei, atunci valoarea parabolei într-un punct oarecare $x = nh$ este

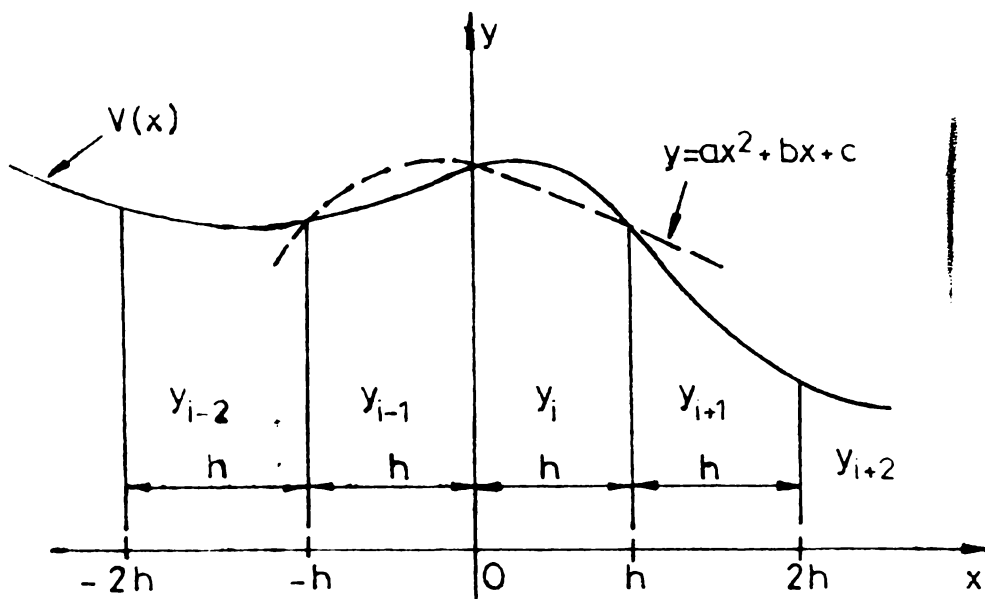


Fig. 4.6

$$y_n = an^2 + bn + c$$

Diferența între valoarea parabolei și valoarea potențialului V în punctul respectiv se exprimă astfel:

$$\epsilon_n = y_n - V_n$$

$$\epsilon_n = n^2a + nb + c - V_n \quad (4.8)$$

Aplicînd metoda celor mai mici patrate, impunem condiția ca patratul acestei diferențe să fie minim.

$$\sum_{(p-1)/2}^{(p-1)/2} \epsilon_n^2 = \sum_{(p-1)/2}^{(p-1)/2} (n^2a + nb + c - V_n)^2 \quad (4.9)$$

unde $-\frac{(p-1)}{2} \leq n \leq \frac{p-1}{2}$;

p , fiind număr impar, reprezentînd numărul de eșantioane

luate în considerare în stînga și dreapta eșantionului cu abscisa nh .

Derivînd în raport cu a, b, c relația (4.9) și egalînd cu zero se obține sistemul:

$$\left\{ \begin{array}{l} 2 \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^2+nb+c-v_m) \cdot n^2 = 0 \\ 2 \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^2+nb+c-v_n) \cdot n = 0 \\ 2 \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^2+nb+c-v_n) \cdot 1 = 0 \end{array} \right.$$

sau

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^4+bn^3+cn^2-v_n \cdot n^2) = 0 \\ \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^3+bn^2+cn-v_n \cdot n) = 0 \\ \sum_{n=-(p-1)/2}^{(p-1)/2} (an^2+bn+c-v_n) = 0 \end{array} \right. \quad (4.10)$$

Dar

$$b \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^3 = a \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^3 = c \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n = b \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n = 0$$

pentru c\u0103 s\u00e2nt func\u021bii impare, cu domeniu simetric fa\u0219\u0103 de

origine, iar:

$$\sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^4 = 2 \cdot \sum_{n=0}^{\frac{p-1}{2}} n^4, \quad \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^2 = 2 \cdot \sum_{n=0}^{\frac{p-1}{2}} n^2 \quad (4.11)$$

pentru că sînt funcții pare.

Se știe că :

$$\sum_{k=0}^n k^2 = \frac{n(n+1)(2n+1)}{6} \quad (4.12)$$

$$\sum_{k=0}^n k^4 = \frac{n(n+1)(2n+1)(3n^2+n+1)}{30}$$

Sumele (4.12) pot fi scrise și în funcții de relația de logătură între n și p , după cum urmează :

$$\sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^2 = 2 \frac{\frac{p-1}{2} \left(\frac{p-1}{2} + 1\right) \left(2 \cdot \frac{p-1}{2} + 1\right)}{6} = \frac{p(p^2-1)}{12}$$

$$\sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{\frac{p-1}{2}} n^4 = 2 \frac{p(p^2-1) \cdot 3p^2-7}{120} = \frac{p(p^2-1)(3p^2-7)}{240}$$

Sistemul de ecuații (4.10) se scrie sub forma:

$$\left\{ \begin{array}{l} a \frac{p(p^2-1)(3p^2-7)}{240} + c \frac{p(p^2-1)}{12} - \sum v_n \cdot n^2 = 0 \\ b \frac{p(p^2-1)}{12} - \sum v_n \cdot n = 0 \\ a \frac{p(p^2-1)}{12} + c - \sum v_n = 0 \end{array} \right. \quad (4.13)$$

Din ecuația 2 a sistemului (4.13) rezultă coeficientul b :

$$b = \frac{12}{p(p^2-1)} \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{n=\frac{p-1}{2}} v_n \cdot n \quad (4.14)$$

Rezolvînd mai departe sistemul (4.13) se obține coeficienții a și c :

$$c = \frac{3}{4p(p^2-4)} \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{n=\frac{p-1}{2}} (3p^2-7-20n^2)v_n \quad (4.15)$$

$$a = \frac{180}{p(p^2-1)(p^2-4)} \cdot \sum_{n=-\frac{p-1}{2}}^{n=\frac{p-1}{2}} \left(n^2 - \frac{p^2-1}{12} v_n^2 \right) \quad (4.16)$$

Concluzie : Aproximînd o funcție $v(x)$ de o formă oarecare printr-o parabolă cu ecuație $y = ax^2 + bx + c$, se observă că la $x = 0$, valoarea parabolei constituie valoarea filtrată a funcției $v(n)$. Înseamnă că pentru a folosi parabola ca filtru este suficient de a calcula coeficientul "c" conform relației (4.15). Coeficienții "a" și "b" (relațiile (4.14) și (4.16)) pot servi la calculul derivatei de ordi-

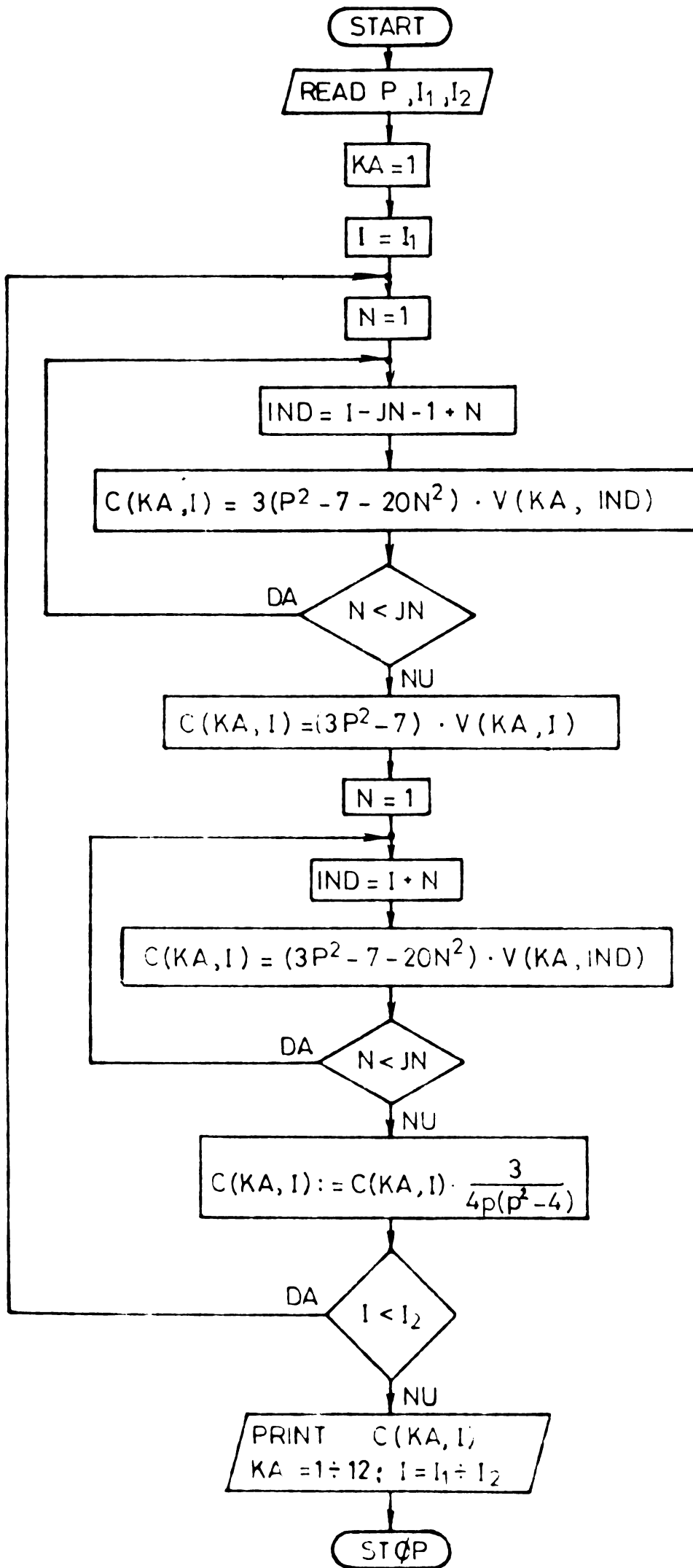


Fig 4.7

nul 1 și 2 a funcției $v(x)$.

Trebuie de asemenea subliniat faptul că efectul de filtrare depinde de numărul de eșantioane "p" luat în considerare la însumare.

În vederea determinării numărului optim de eșantioane care să participe la filtrare, s-a întocmit un program de calcul folosindu-se de relația (4.15). S-a simulat în prealabil un ciclu electrocardiografic pentru derivația D_{II} , care apoi, a fost supus filtrării. Organigrama simplificată, conform căreia are loc procesul de filtrare este prezentată în figura 4.7.

Semnificația mărimilor folosite în organigramă este:

P - numărul total de eșantioane folosit pentru obținerea unei valori filtrate;

I_1 - indice pentru fixarea primului eșantion ce urmează a fi filtrat;

I_2 - indice pentru fixarea limitei superioare pînă la care are loc filtrarea;

KA - numărul de derivații filtrat (la derivații);

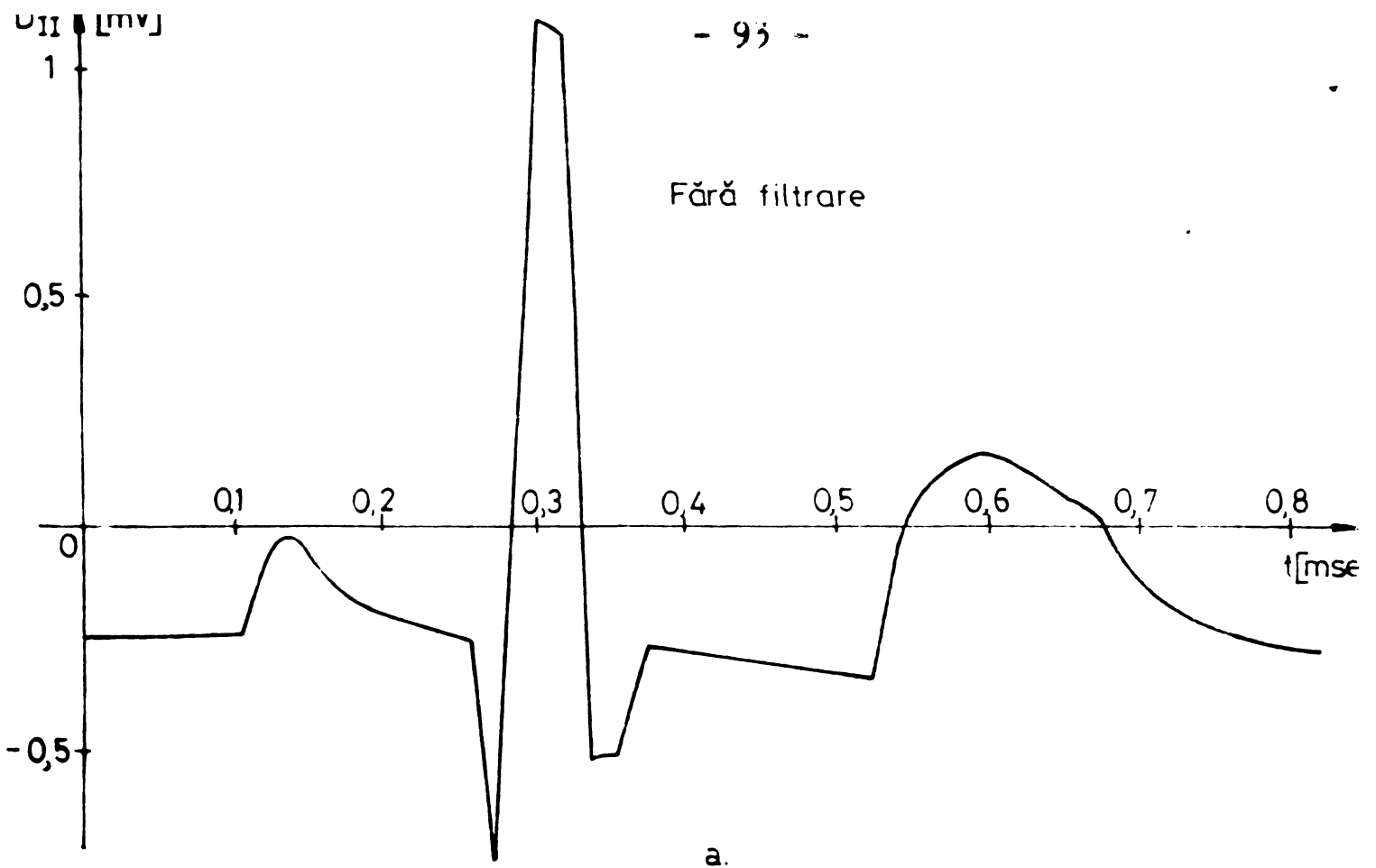
JN - numărul de eșantioane din stînga, respectiv dreapta eșantionului de filtrat ($JN=P/2$).

În figurile 4.8, 4.9, 4.10 se ilustrează influența numărului de eșantioane luat în considerare pentru filtrarea semnalului electrocardiografic simulat.

Figura 4.8.a prezintă semnalul din derivația II, nefiltrat. Crescînd numărul "p" de la 3 la 11, se constată că începînd de la $p=7$ semnalul ECG filtrat se apropie ca formă de cel măsurat de un electrocardiograf de la un om sănătos. Se poate remarca proporționalitatea amplitudinilor și duratelor undelor componente în raport cu un semnal standard dat în albumele electrocardiografice [110].

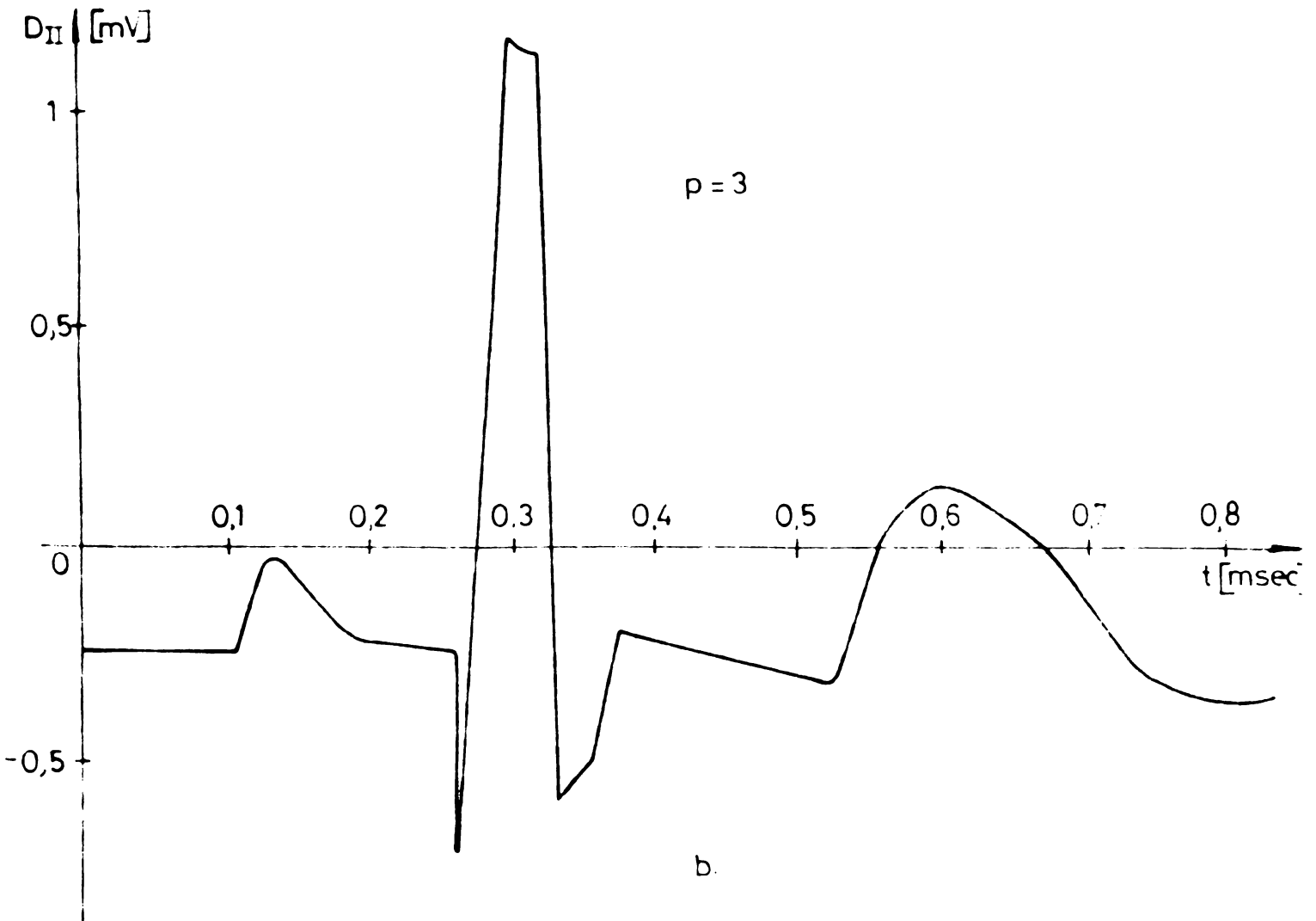
În baza organigramelor din figurile 4.5 și 4.7 și a algoritmului de filtrare descris anterior (cu $p=9$), s-a simulat semnalul electrocardiografic în cele 12 derivații. Rezultatele simulării sînt înfățișate în figura 4.11.

Fără filtrare



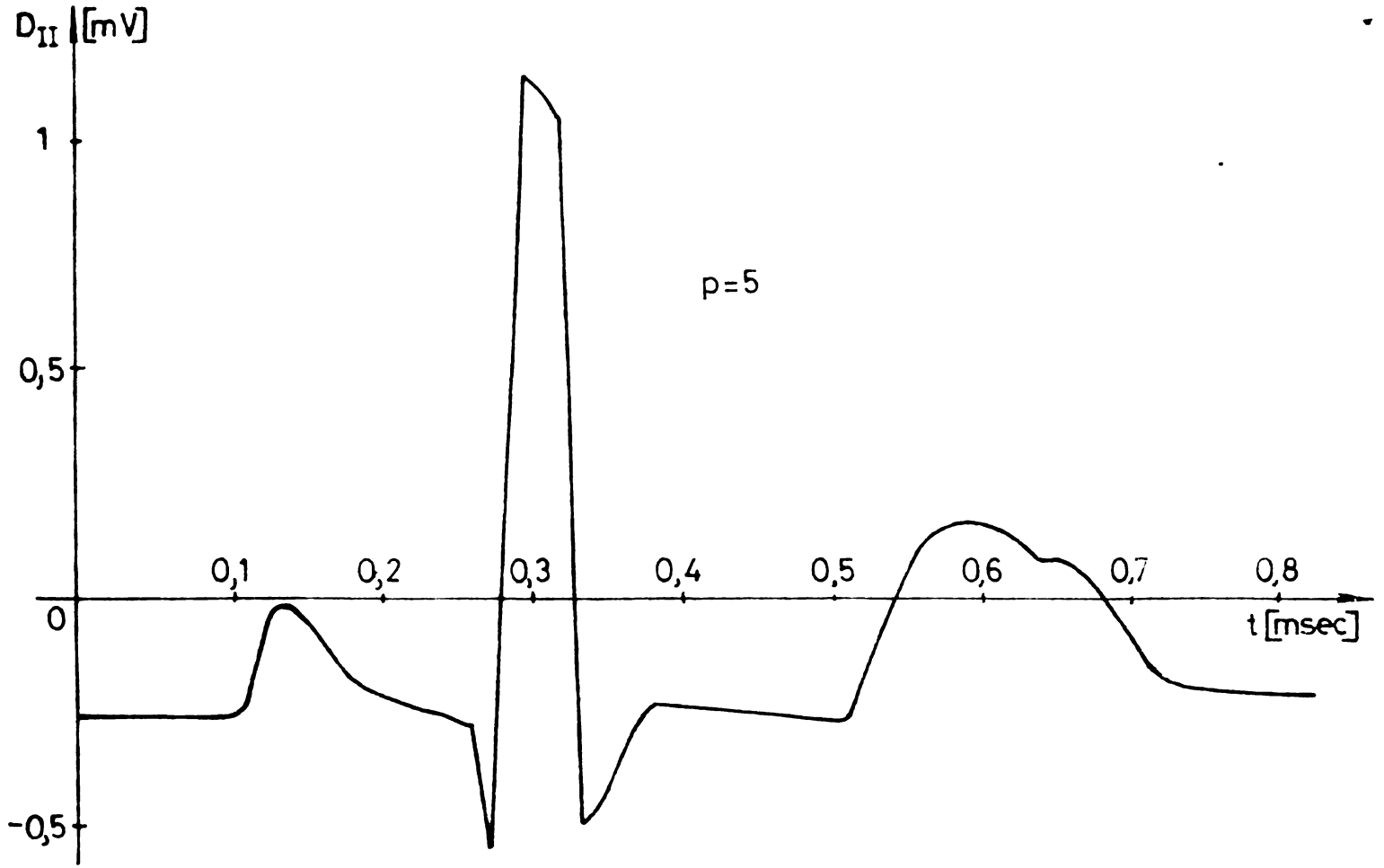
a.

$p=3$

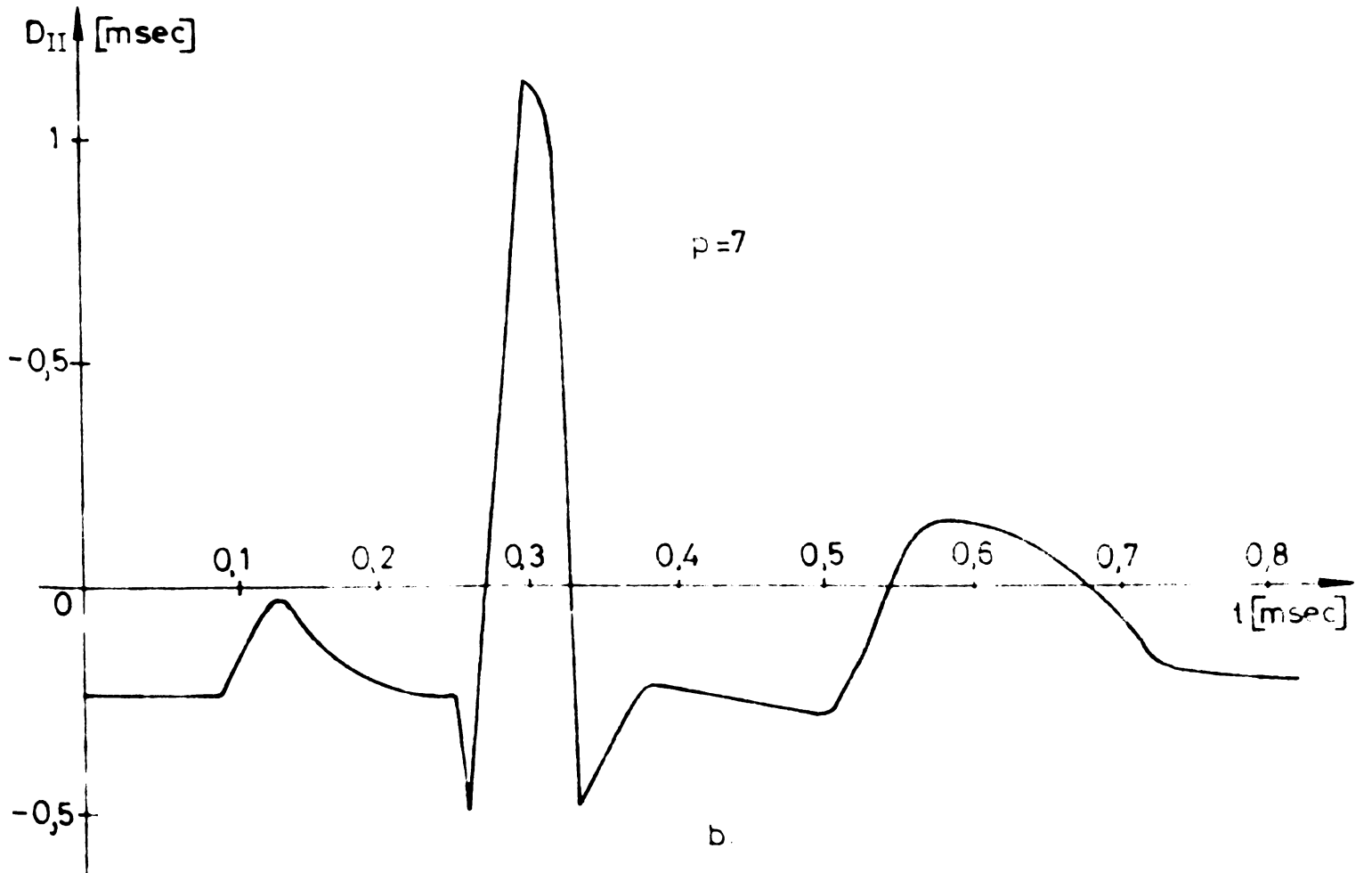


b.

Fig 4.8

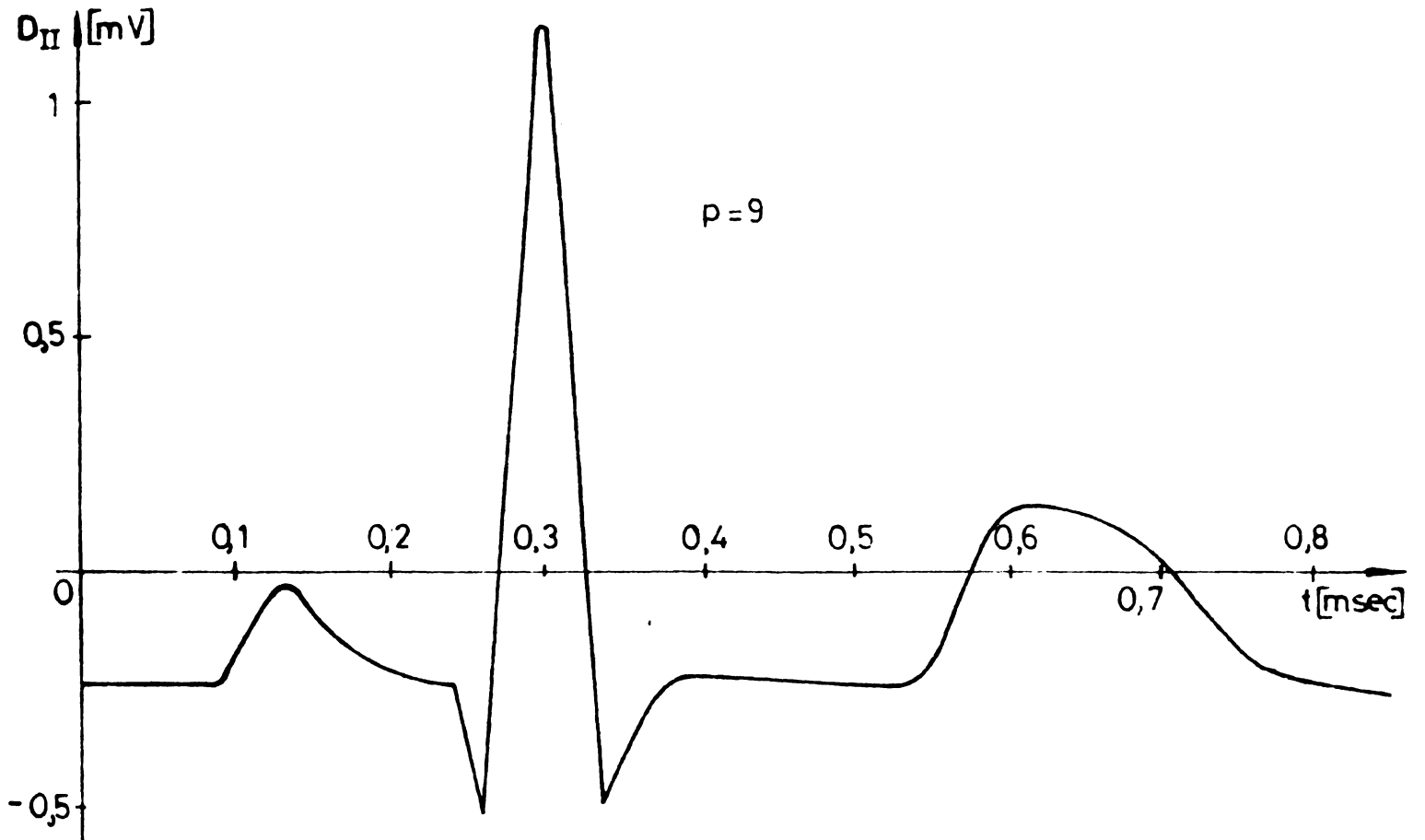


a.

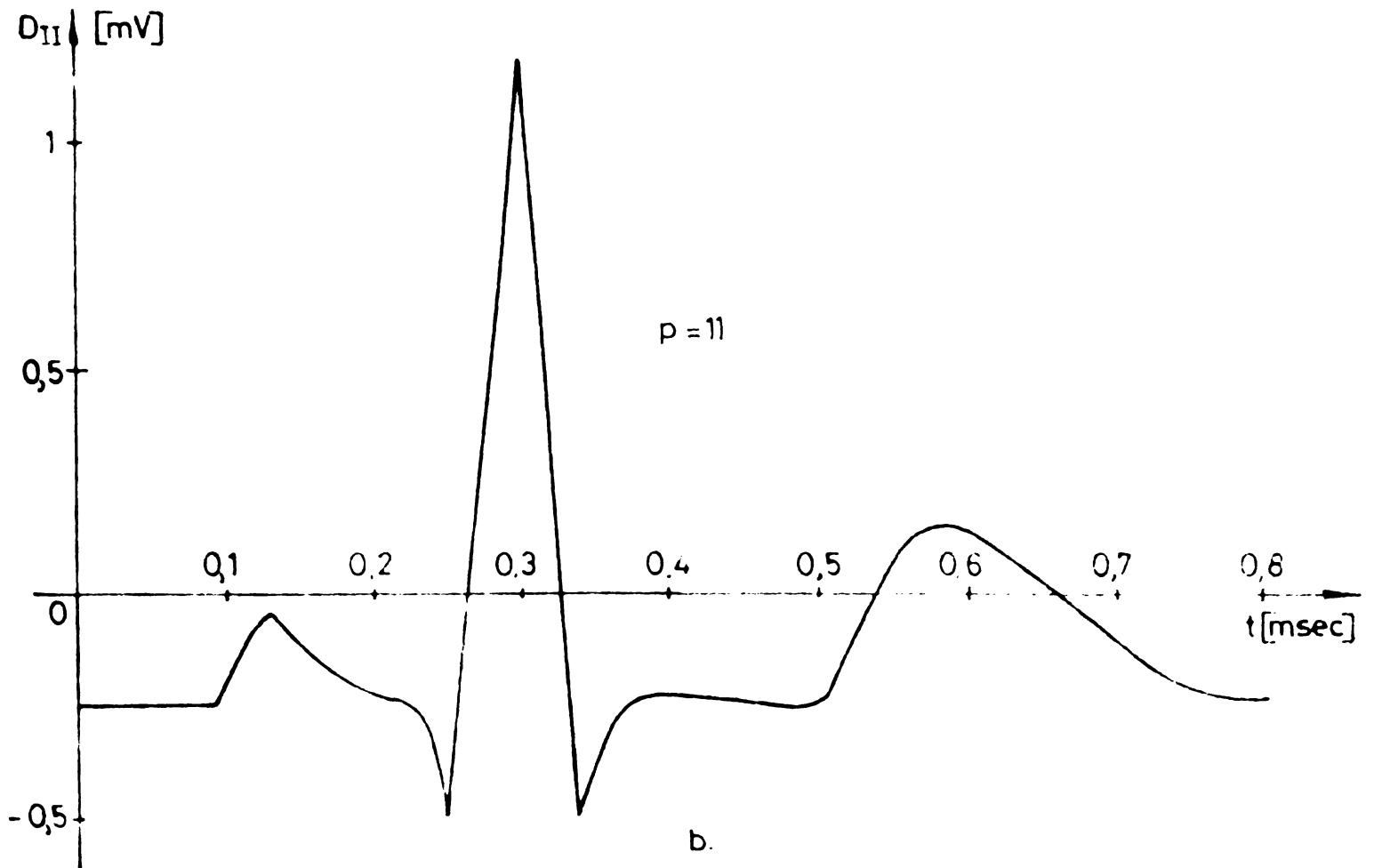


b.

Fig. 4.9

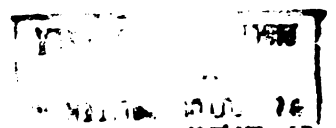


a.



b.

Fig. 4.10



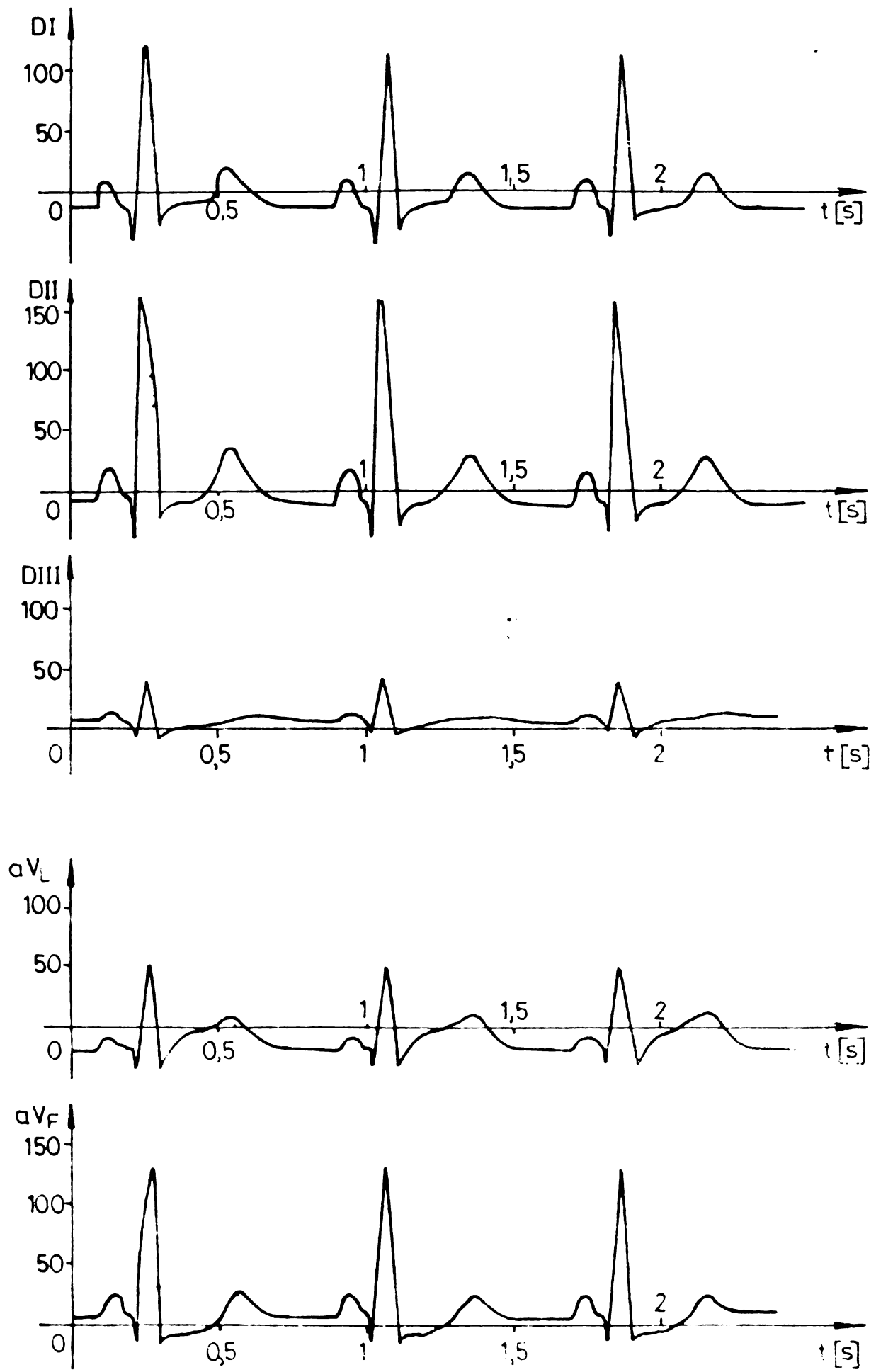


Fig. 4.11

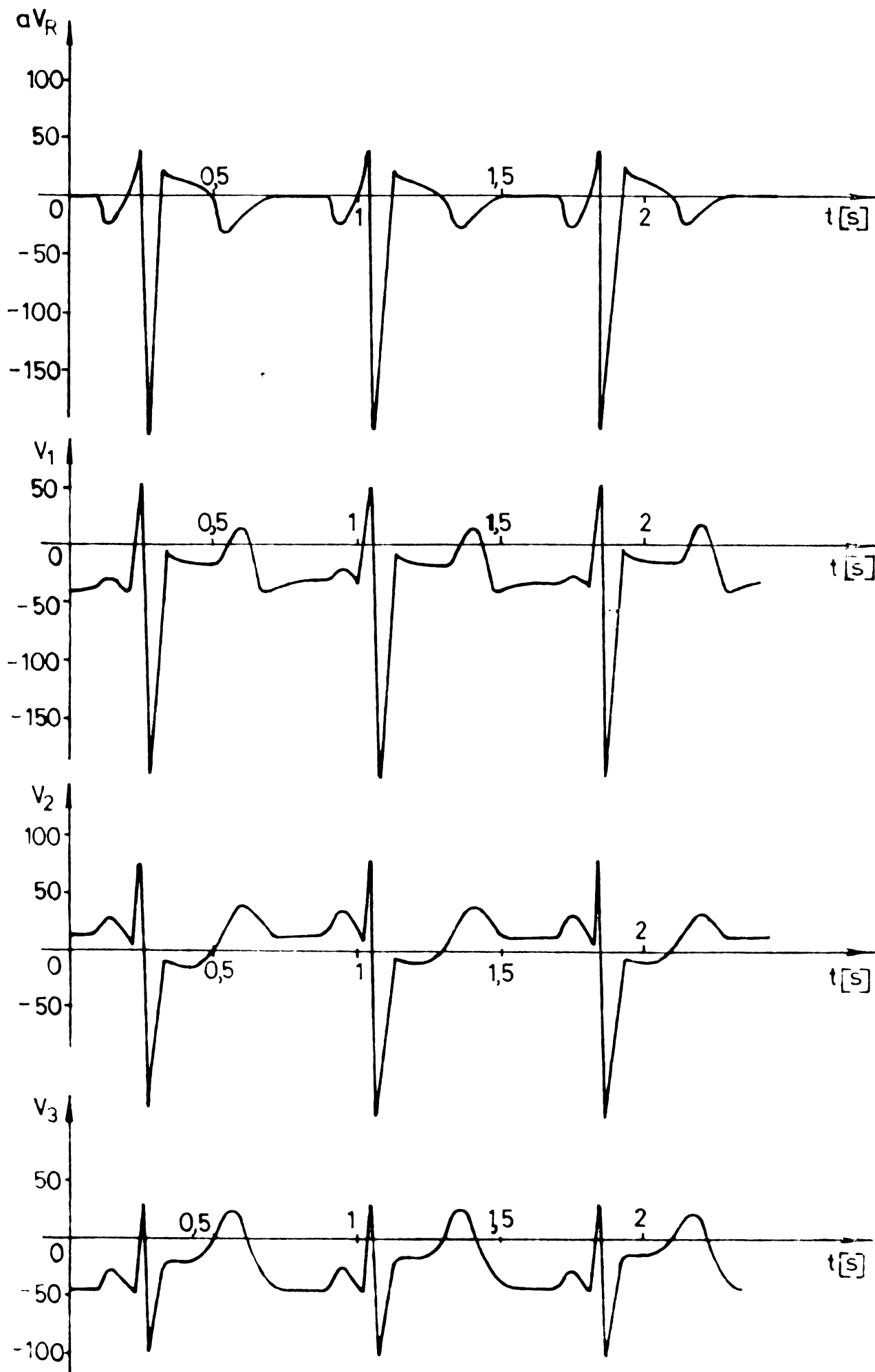


Fig.4.11 (continuare)

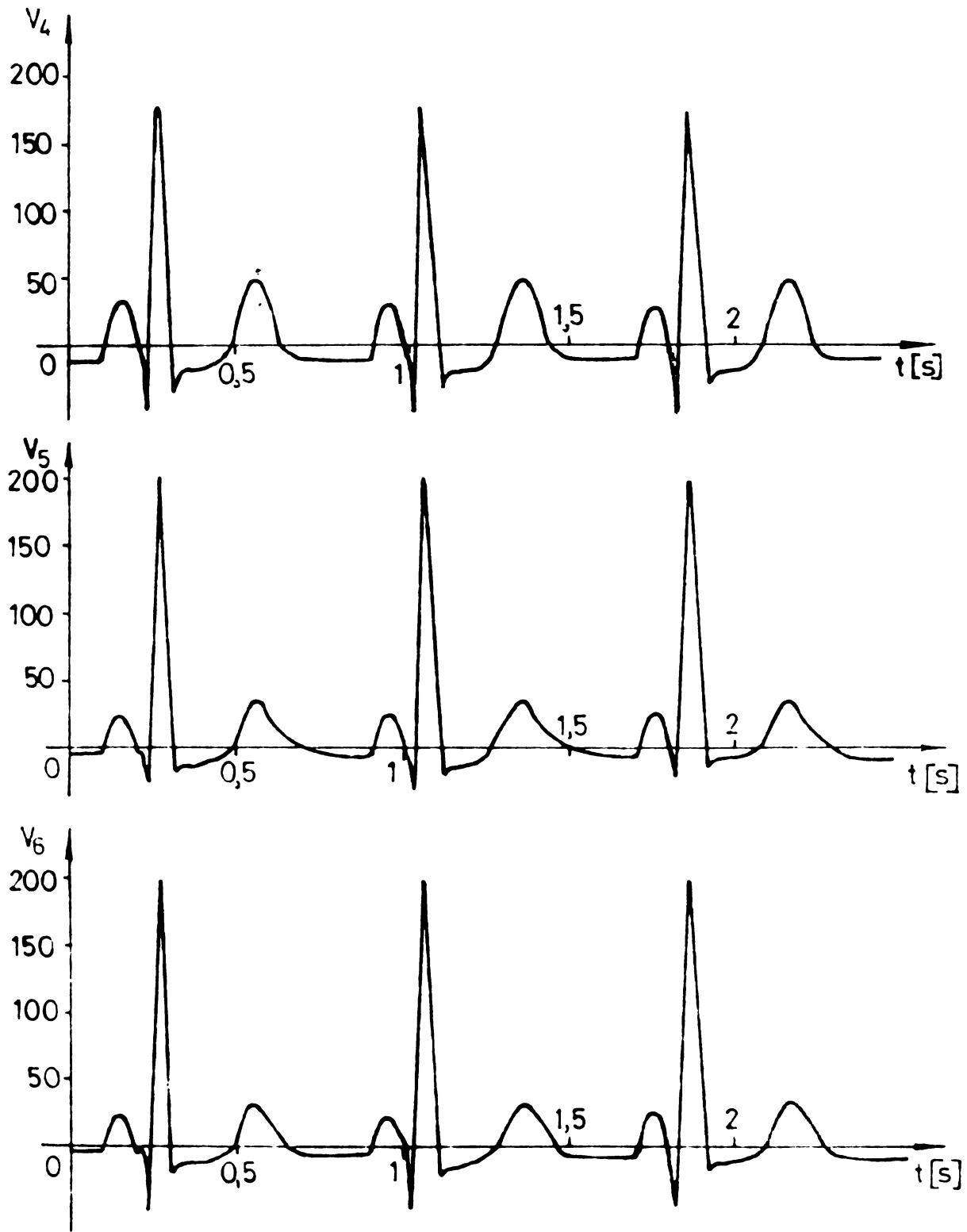


Fig. 411 (continuare)

4.5. Modelarea defectelor de conducție A-V, a infarctului de miocard și a hipertrofiei ventriculare

O electrocardiogramă normală este rezultatul unei activități electrice normale a inimii. O afecțiune a inimii sau o combinație de mai multe afecțiuni se manifestă printr-un anumit tip de electrocardiogramă. Este de asemenea adevărat că diverse afecțiuni nu produc, în mod necesar, diferențe sesizabile în semnalul ECG.

Un model adecvat al activității electrice a inimii trebuie să fie capabil să genereze atât o electrocardiogramă normală cât și una anormală. Mai mult decât atât, modelul trebuie să determine cu o anumită precizie ce efecte are asupra electrocardiogramei modificarea unor parametri ai potențialului de acțiune al unui segment.

În cele ce urmează se pune în evidență modul de generare a unor afecțiuni, folosindu-ne de modelul descris în paragraful 4.3.

Defecte de conducție atrioventriculare

Modificările patologice ale totului nervos conductor cuprins între nodul S-A și A-V provoacă atenuări sau întârzieri asupra potențialului creat de nodul S-A. Efectul acestor modificări constă în o reducere a activității nodului A-V și o întârziere în declanșarea activității septului și a pereților ventriculari.

În figura 4.12 s-a notat prin Δt timpul scurs de la declanșarea potențialului creat de nodul S-A și septum (S_1) în cazul unui ciclu normal de funcționare al inimii. Simularea defectelor de conducție se realizează menținând constanți toți parametri care definesc potențialele de acțiune ale celor 3 segmente și modificând treptat intervalul Δt .

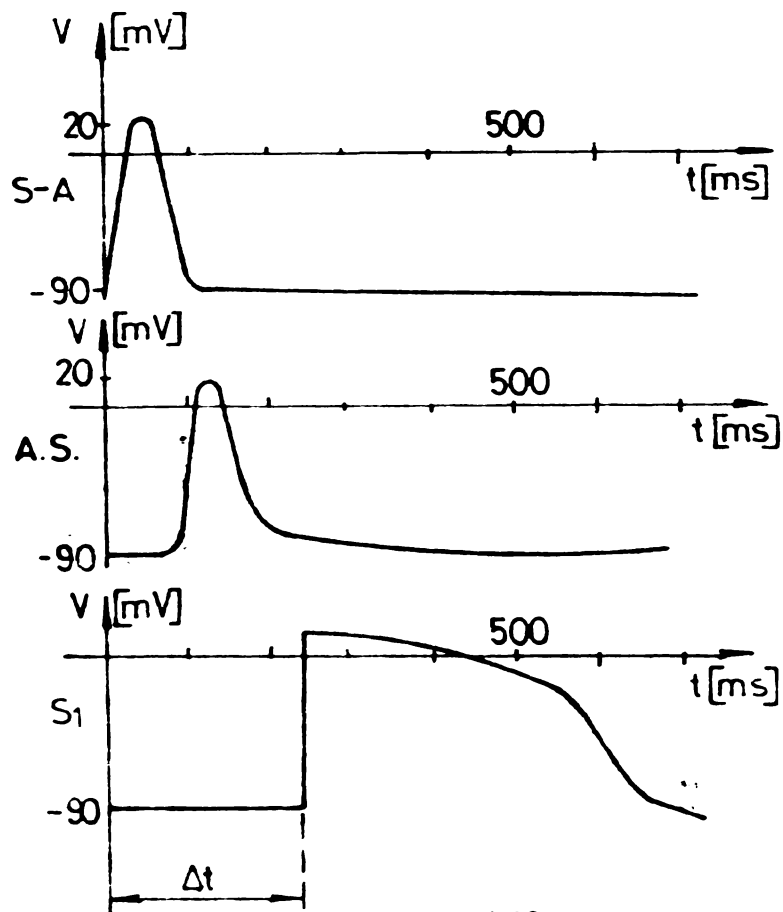


Fig.4.12

Infarctul de miocard

Infarctul de miocard este noțiunea anatomică ce exprimă necroza acută a unei porțiuni de miocard, avînd un tablou clinic și electrocardiografic bine conturat. Valoarea modificărilor electrocardiografice depinde de extinderea

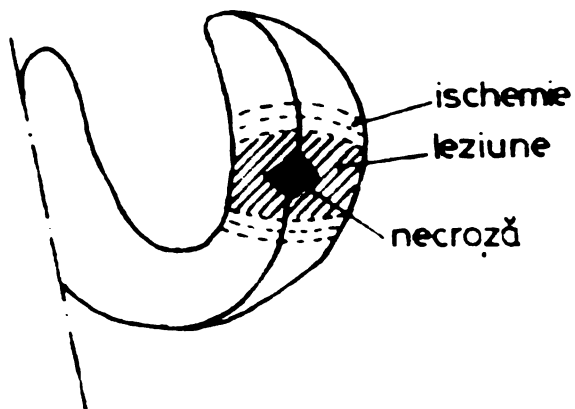


Fig 4.13

anatomică a infarctului și de intensitatea schimburilor chimice ce însoțesc faza acută a bolii. Elementele electrocardiografice ale infarctului miocardic sînt ischemia, leziunea și necroza țesutului infarctat (figura 4.13).

Dificultățile în recunoașterea electrică a infarctului miocardic provin din dimensiunile mici ale necrozei, localizări greu explorabile în derivațiile cunoscute. Noțiunea de infarcte miocardice "tăcute" își găsește justificarea în confirmarea anatomică a unor infarcte lipsite de manifestări clinice sau electrice. Absența manifestărilor electrice se explică prin localizarea deosebită a infarctului, printr-o circulație colaterală bună și printr-o explorare incompletă [106].

Având în vedere această succintă prezentare a infarctului de miocard, se propune următoarea metodologie pentru simularea acestei afecțiuni :

- infarctul de miocard amplu. Cîte un segment de mușchi cardiac, din 6, nu prezintă variație de potențial de acțiune. Se aplică algoritmul dat prin organigrama din figura 4.5 pentru fiecare segment. Programul de simulare a fost aplicat numai la 6 segmente din totalul de 8 (S1, S2, VD1, VD2, VS1, VS2), pentru că infarctul atrial este foarte rar întîlnit;

- infarctul de miocard parțial. Pentru fiecare segment se reduce, treptat, potențialul de acțiune de la +20 mV la - 90 mV. Se simulează semnalul ECG în cele 12 derivații și se determină amplitudinea maximă a potențialului de acțiune din fiecare segment pentru care nu se mai observă modificări ale elementelor constitutive ale unui ciclu ECG.

Hipertrofia ventriculară

Factorii, care intervin în geneza semnalelor electrocardiografice a hipertrofiilor ventriculare, sînt creșterea masei și volumului ventricular, întîrzieră în conducere potențialului prin miocard.

În determinarea hipertrofiilor ventriculare se utilizează termenul "modificare de tip" : tipul stîng (pentru hipertrofia ventriculară stîngă) și tipul drept (pentru hipertrofia ventriculară dreaptă).

Hipertrofia ventriculară stângă poate fi simulată prin creșterea duratei potențialului de acțiune al segmentului respectiv, ca o consecință a creșterii grosimii peretelui segmentului respectiv.

Fenomenul de dilatare a peretelui ventricular poate fi simulat prin creșterea constantelor k date în tabelul 4. Această modificare a constantelor k se justifică prin creșterea ariilor segmentelor ventriculare.

Algoritmul de simulare a hipertrofiei a fost verificat numai pentru hipertrofia ventriculară stângă întrucât hipertrofia ventriculară dreaptă apare foarte rar.

4.6. Interpretarea rezultatelor simulării unor afecțiuni

În figura 4.14 se prezintă simularea semnalului ECG în derivația a II-a, în cazul unor defecte de conducție cunoscute sub numele de "bloc al nodului A-V". Așa cum a fost explicat în paragraful 1.4, unda P se datorează activității atriale, iar unda R aparține complexului QRS generat de activitatea ventriculară. Traseele simulate în figura 4.14 b,c, pun în evidență o creștere anormală a segmentului P-R ca urmare a unor întârzieri în conducție între nodurile S-A și A-V.

Traseul din figura 4.14.c modelează o creștere a intervalului P-R datorită unui bloc A-V parțial. Electrocardiograma din figura 4.14.d, este rezultatul unui "bloc complet" al sistemului de conducție de deasupra nodului A-V. Când are loc un astfel de fenomen, sistemul atrial și ventricular lucrează independent unul de celălalt. Aritmia modelată în figura 4.14.e ilustrează un "bloc A-V de gradul trei" când unda P a unui ciclu se suprapune peste unda P a ciclului următor.

Rezultatele programului pentru simularea infarctului amplu sînt prezentate în figura 4.15. Fiecare segment din septum și ventricole, pe rînd, i s-a atribuit un poten-

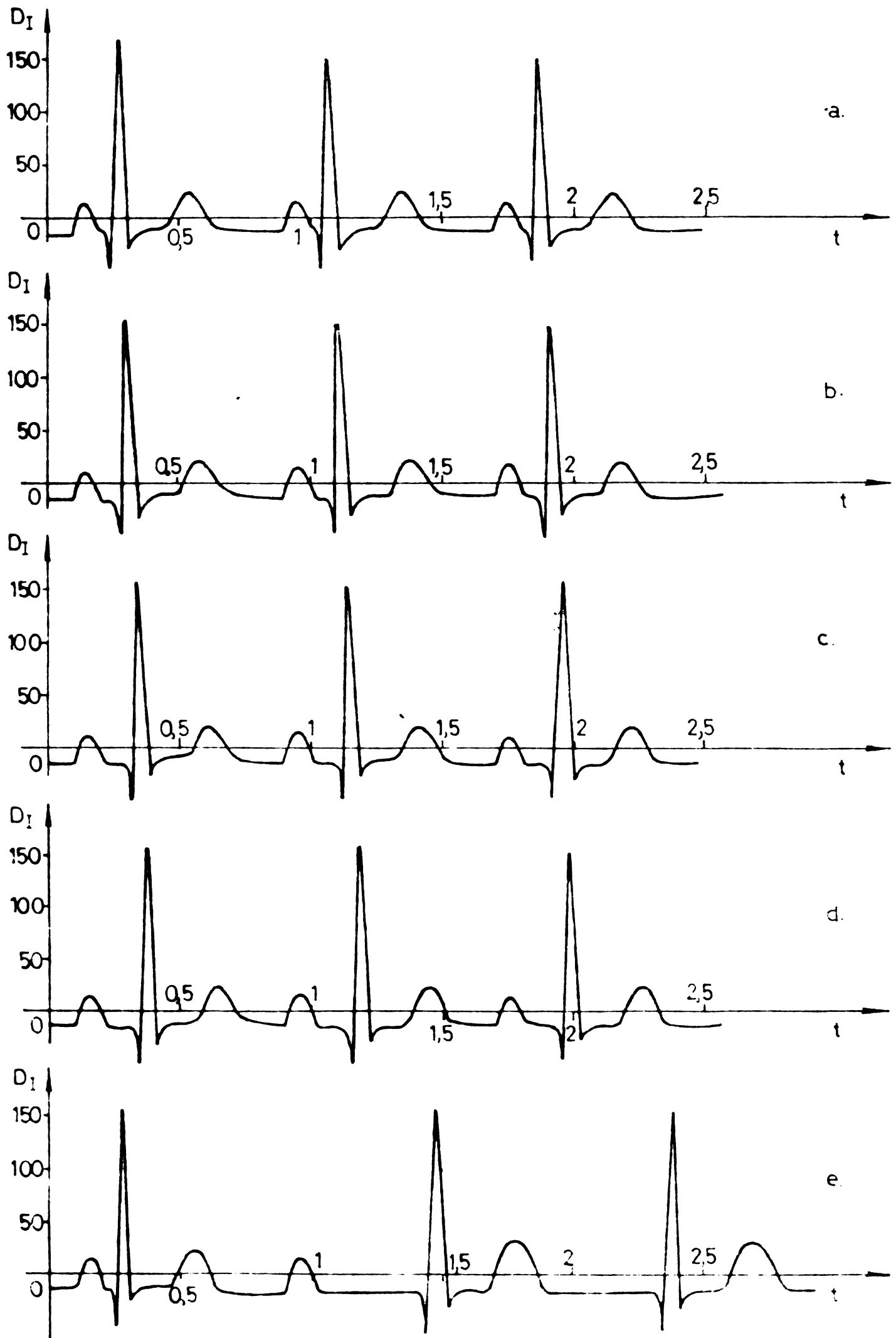


Fig 4.14

țial de acțiune constant de -90 mV. Făcînd această ipoteză, se consideră că un astfel de segment este inactiv din punct de vedere electric. Tesutul necrozat are un rol pasiv de a transmite, ca simplu țesut conductor, potențialele electrice la regiunile învecinate. În figurile 4.15, 4.16, 4.17 sînt ilustrate cele mai reprezentative trasee pentru următoarele segmente: S2, VS2, VD1.

Făcînd o comparație între rezultatele obținute din simulare și cele prezentate de literatura medicală [101, 110, 45] se pot face următoarele constatări :

1. Formele de undă ale infarctului simulat în segmentul S2 (figura 4.15) prezintă o serie de elemente comune cu cele ale unui infarct anteroseptal redat în [101, p.633]. Se observă că în derivațiile I, II, V4, V5, V6 are loc o denivelare a segmentului S-T (deasupra liniei izoelectrice). În derivațiile V1 și V2 necroza septală provoacă denivelarea segmentului S-T sub linia izoelectrică.

2. Necroza totală a segmentului VS2 produce, conform programului de simulare, forme de undă ca în figura 4.16. Traseele din derivațiile DI, DII, aVR, V2, V5, V6 sînt asemănătoare cu cele din [45, p.395], unde diagnosticul fixat de medic este cel de infarct subendocardiac localizat în peretele ventricular stîng. Semnele de ischemie și necroză provoacă în derivațiile DI, DII, V4, V5, V6 o denivelare a segmentului S-T.

3. Simularea unui infarct al peretelui ventricular drept este înfățișată în figura 4.17. A fost reprezentat cîte un ciclu electrocardiografic din derivațiile DI, aVF, V2, V4, V5, și se pot constata asemănări cu formele de undă produse de un infarct lateral [45, p.394].

La toate reprezentările grafice din figurile 4.15, 4.16, 4.17 pe ordonate nu s-au trecut unități de măsură, întrucît subrutina cu ajutorul căreia s-a făcut reprezentările grafice furnizează amplitudinea semnalului ECG la valori raportate.

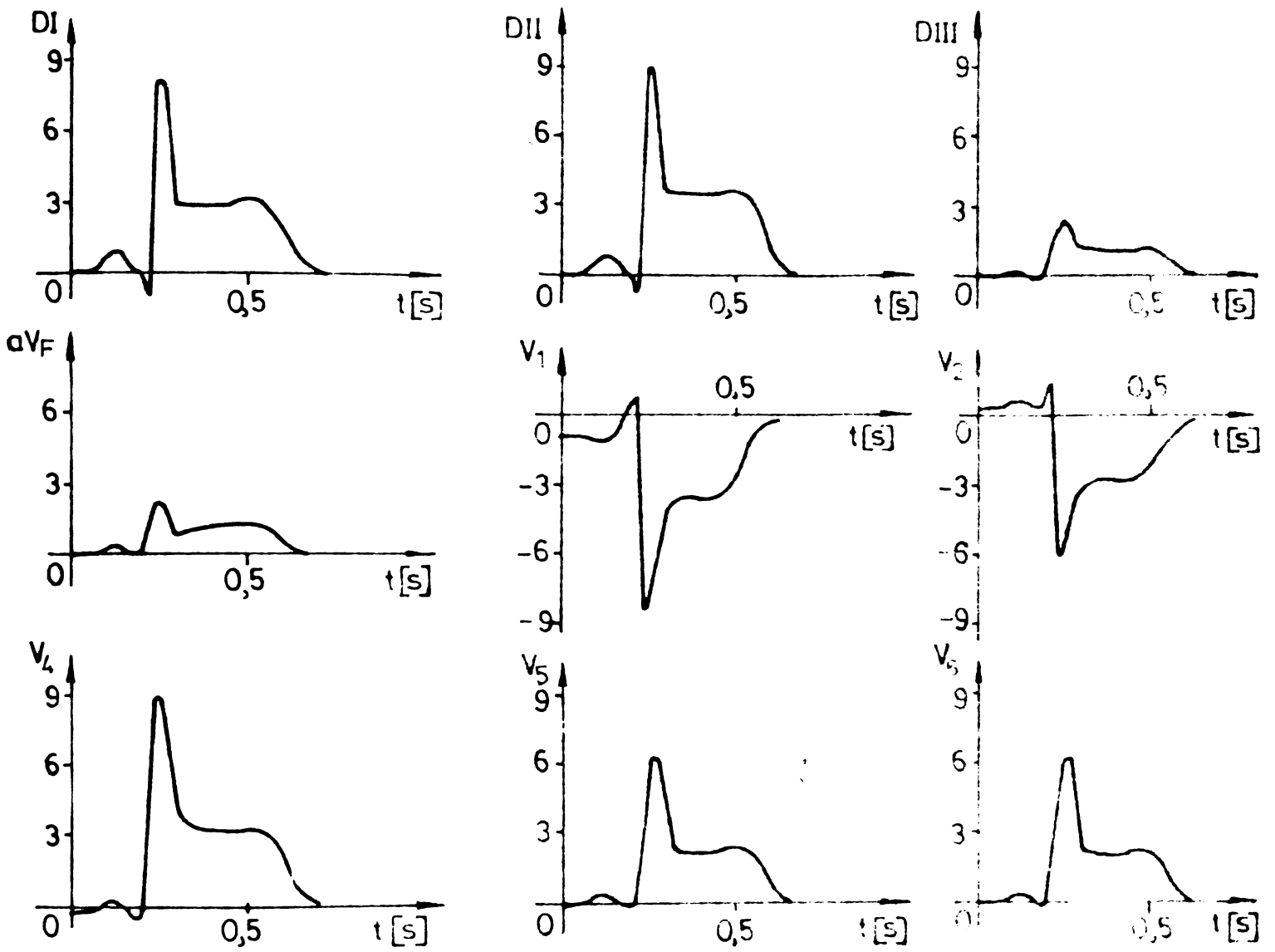


Fig.4.15

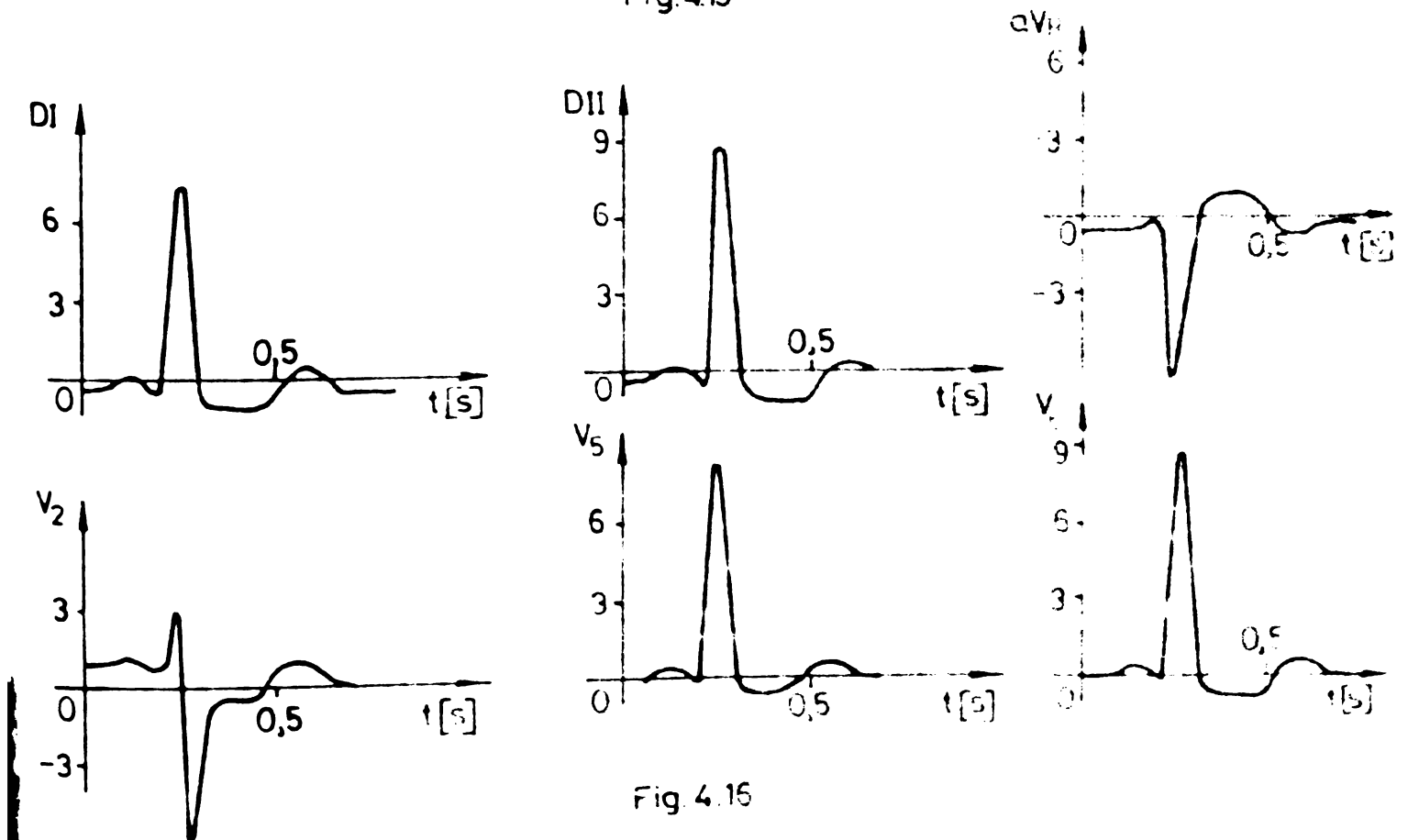


Fig. 4.15

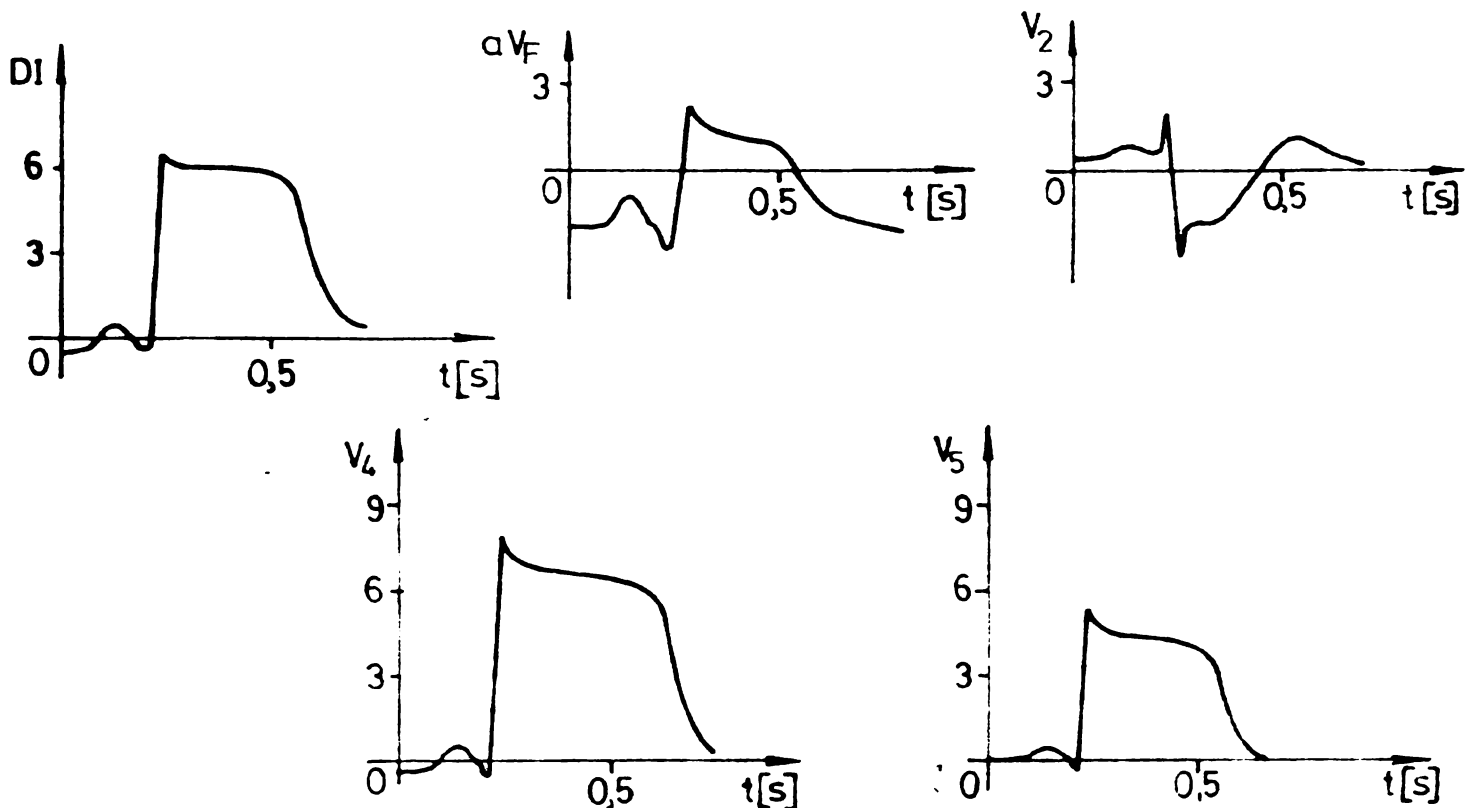


Fig.4.17

Observație. Intre formele de undă ale afecțiunilor mai sus menționate, furnizate de programul de simulare și formele de undă similare indicate de diagnosticul stabilit de medic există deosebiri. Acestea se datoresc în principal următoarelor cauze:

- Segmentul în care se simulează infarctul este considerat complet inactiv din punct de vedere electric. În realitate poate fi însă o zonă mică din miocard afectată de necroză, iar restul segmentului să fie sănătos și să producă un potențial de acțiune cu parametri normali;

- Traseele electrocardiografice înregistrate la bolnavi nu precizează ce dependență există între mărimea suprafeței de miocard inactivă și modificările intervenite asupra elementului constitutive ale unui ciclu ECG.

Simularea infarctului parțial a fost făcută în scopul de a găsi o explicație la deosebirea ce nu fost constatată la infarctul amplu. În acest sens, s-a considerat că

un segment ce reprezintă o ischemie sau o leziune nu mai produce un potențial a cărui valoare maximă este +20 mV. S-a scăzut treptat din valoarea maximă a potențialului fiecărui segment câte 20 mV pînă la -60 mV.

O parte din rezultatele furnizate de programul de simulare a infarctului parțial sînt ilustrate în figurile 4.18 - 4.25. (A fost reprezentat cîte un ciclu electrocardiografic în derivațiile în care au apărut modificări mai semnificative). Din analiza formelor de undă se desprind următoarele concluzii:

1) La simularea infarctului parțial în segmentul S2 (figurile 4.18, 4.19, 4.20, 4.21), prin scăderea lui V_{\max} și implicit a valorilor V_1 , V_2 (figura 3.2) cu $\Delta V=20$ mV, se observă că:

- pentru $V_{\max}=0$, nu apar schimbări esențiale față de un traseu normal;

- pentru $V_{\max}=-20$ mV, se sesizează o denivelare a segmentului ST prin valori pozitive și o reducere a amplitudinii undei T în derivațiile DI, DII, V6. În derivațiile aVR, V_2 , V_6 denivelarea segmentului ST are loc spre valori negative;

- dacă V_{\max} este -40 mV sau -60 mV, formele de undă suferă modificări esențiale. Se poate afirma că pentru $V_{\max}=-60$ mV, deformările elementelor constitutive ale unui ciclu electrocardiografic sînt similare cu cele obținute la infarctul acut al segmentului S₂.

2) La simularea infarctului parțial din ventricolul stîng 1 (VSI) rezultă că deja la o scădere cu 20 mV ($V_{\max}=0$ mV) apar abateri față de cazul normal. Segmentul ST este deplasat, iar amplitudinea undei R din derivațiile V_2 și V_3 scade. Pentru $V_{\max}=-20$ mV formele de undă sînt puternic deformate.

Dacă se face o comparație între cea ce s-a obținut la simularea infarctului parțial din VSI și la infarctul total în VS2 (figura 4.16), se constată că diferențele nu sînt prea mari. Fenomenul se datorează faptului că dimensiunile geometrice ale segmentului VSI sînt mai mari decît ale seg-

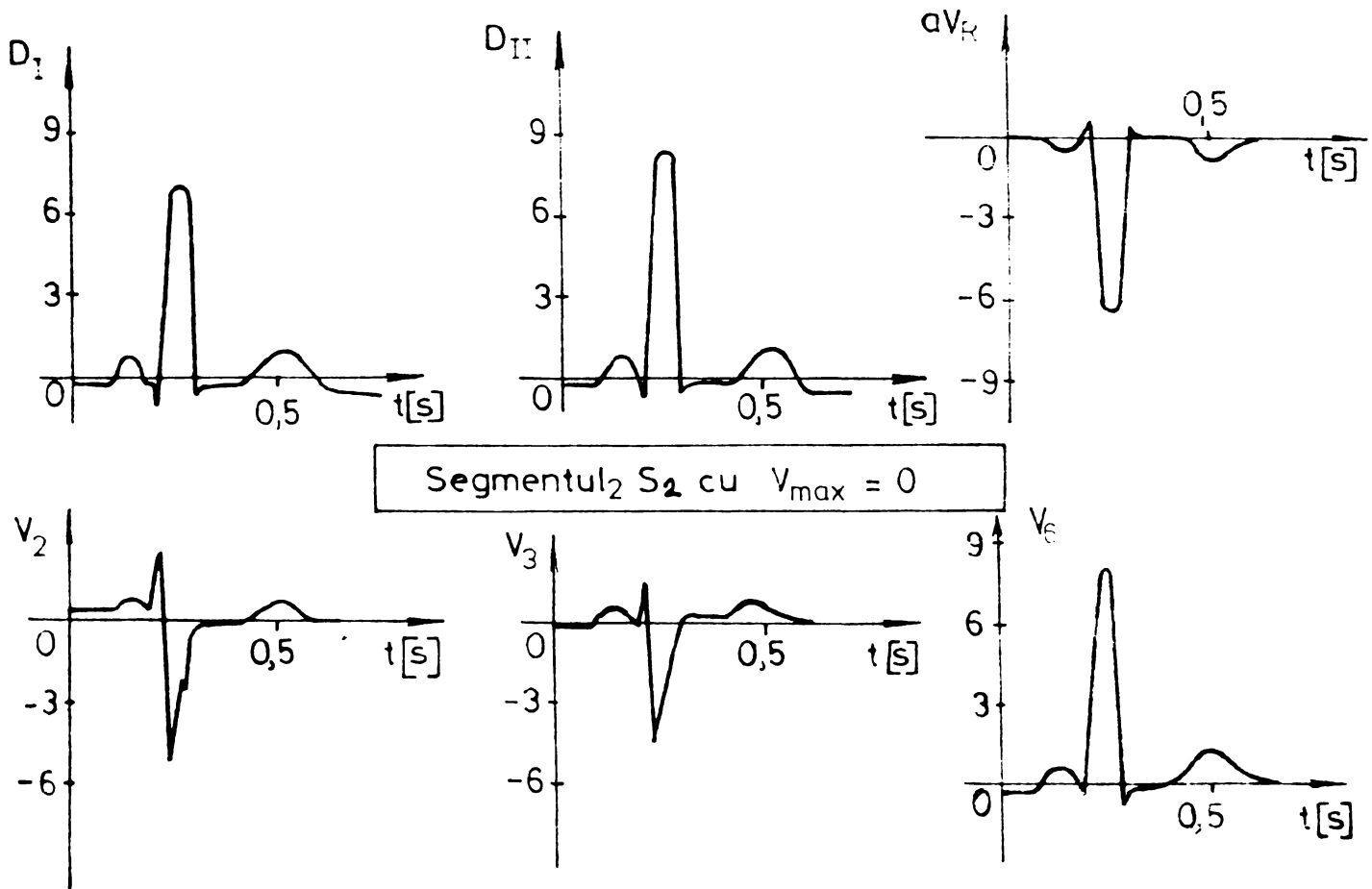


Fig. 4.18

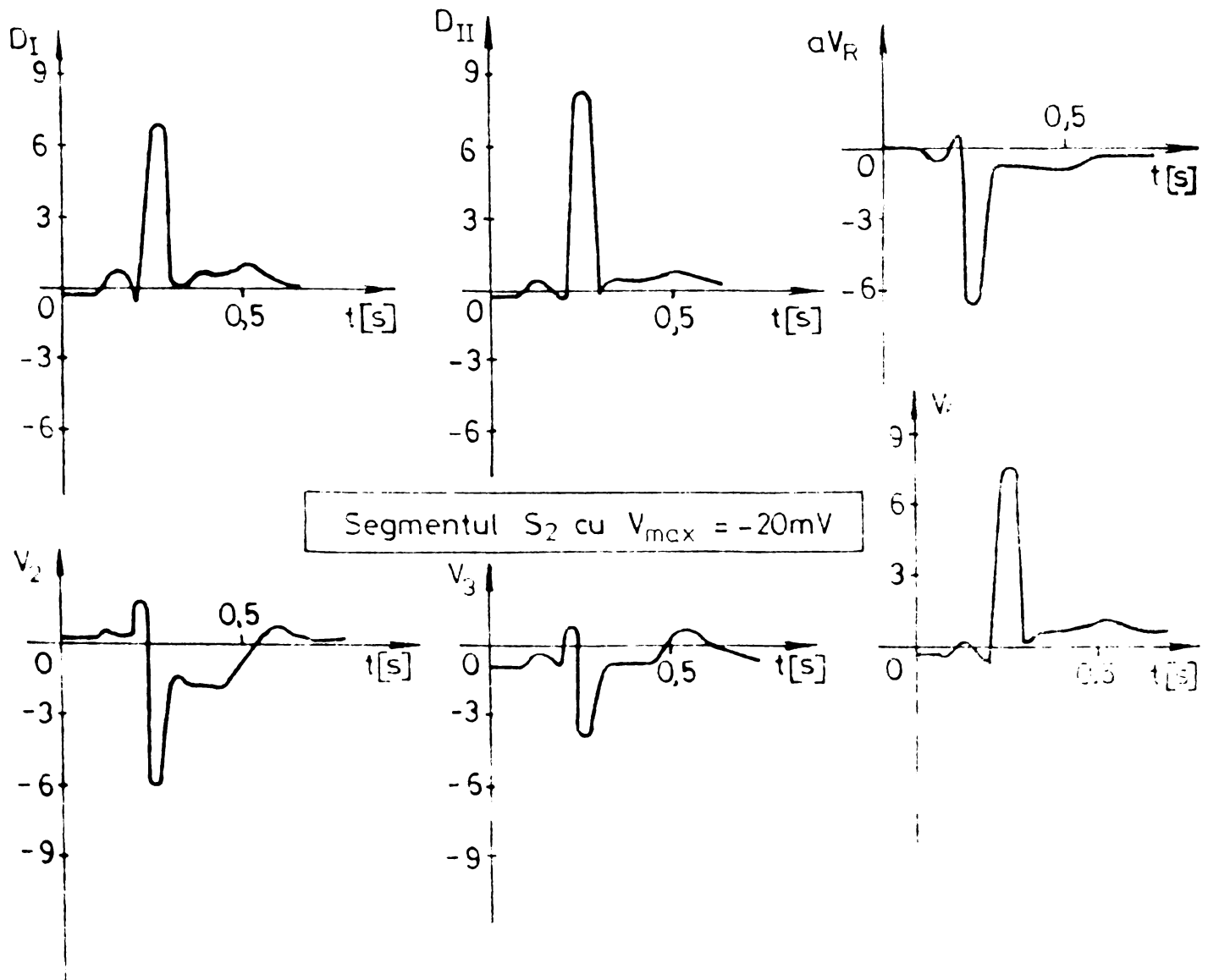


Fig. 4.19

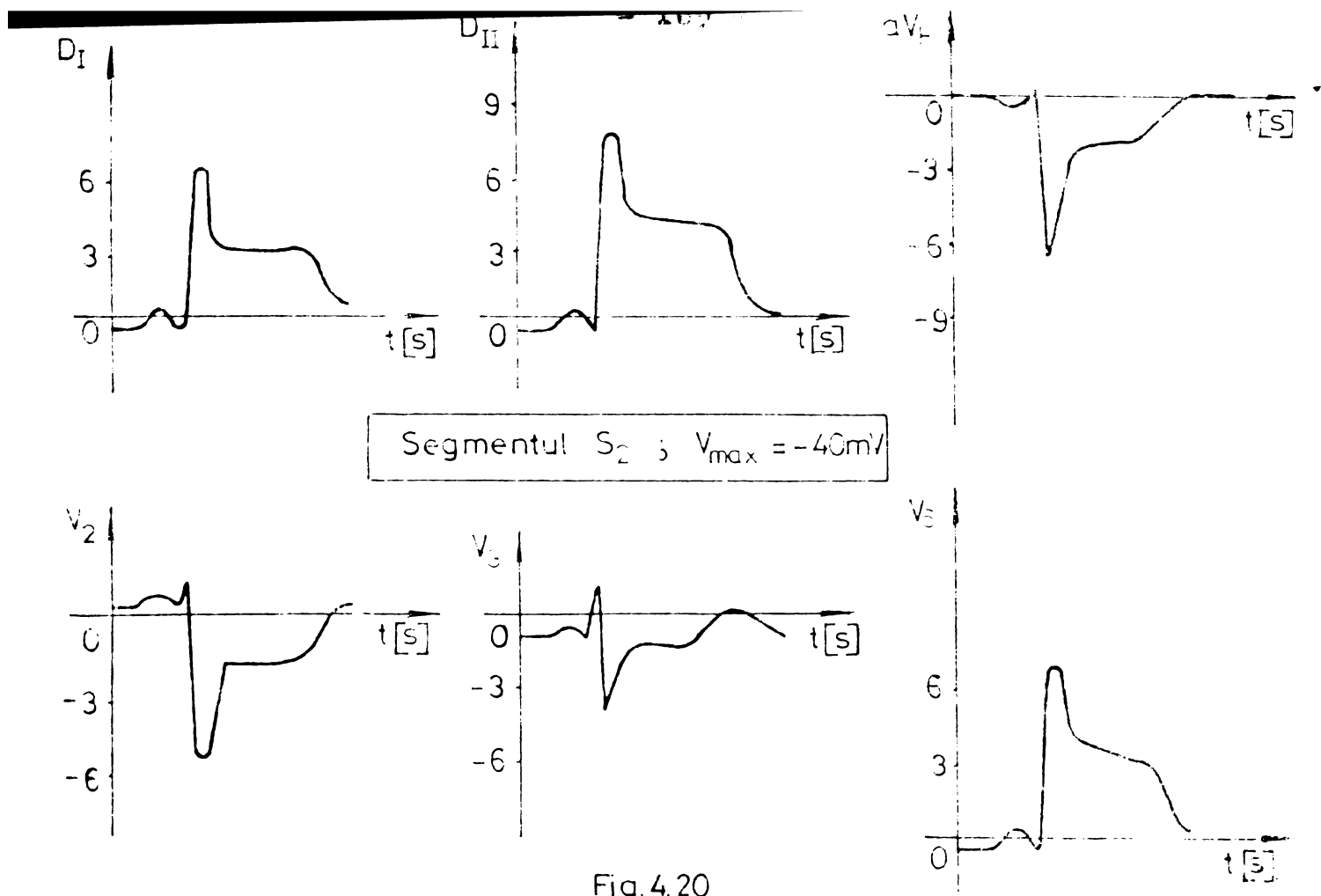


Fig. 4.20

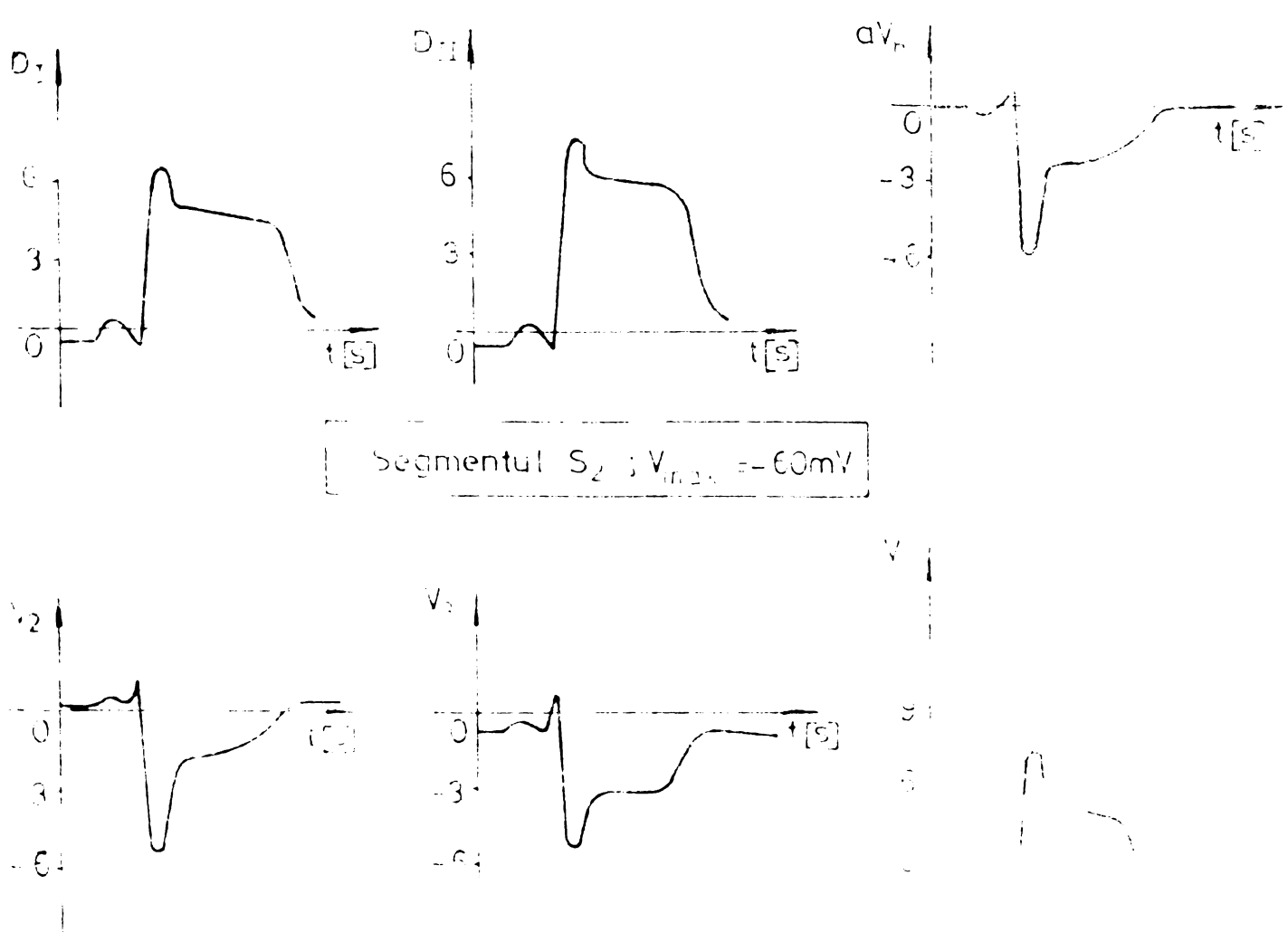


Fig. 4.21

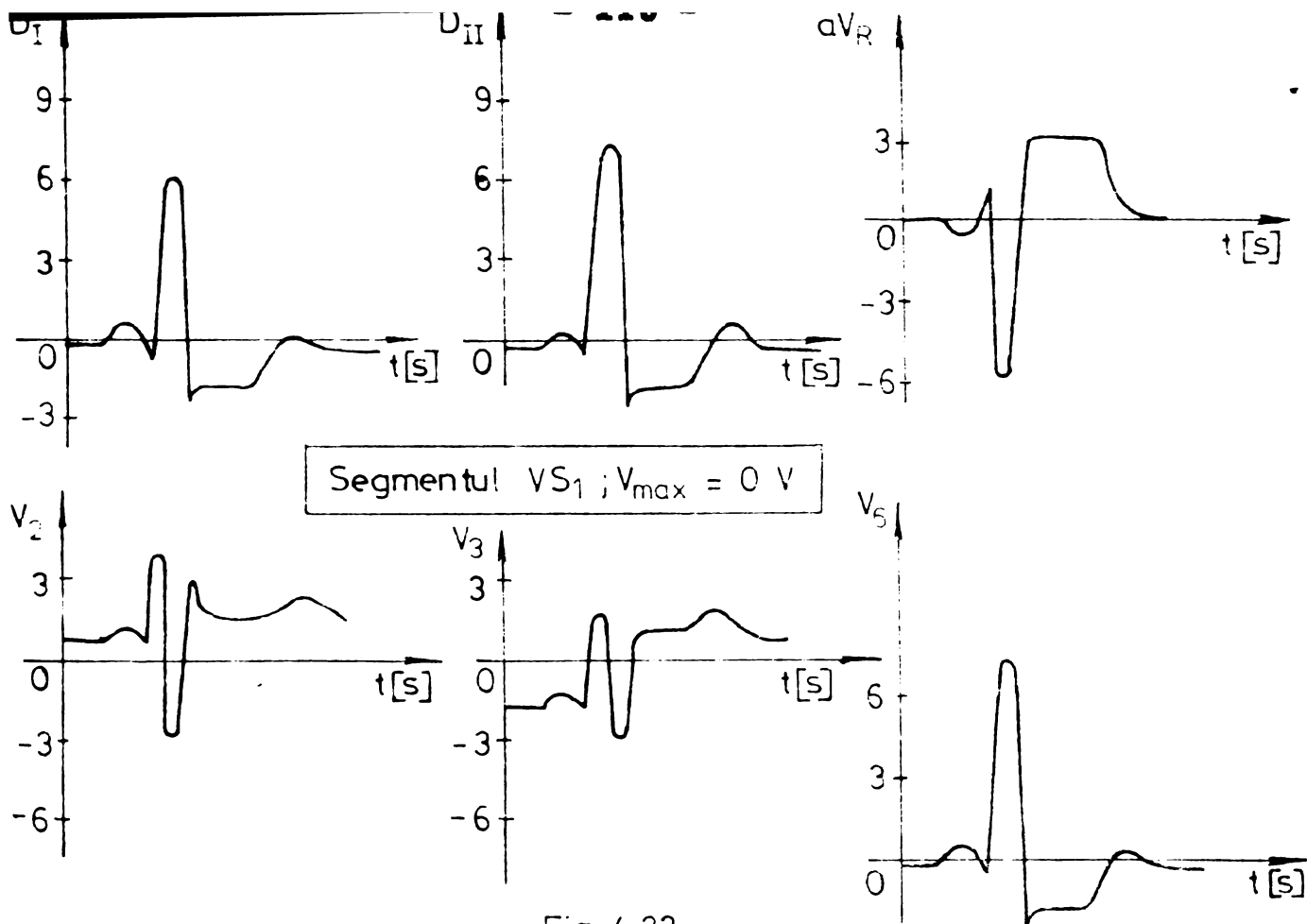


Fig. 4.22

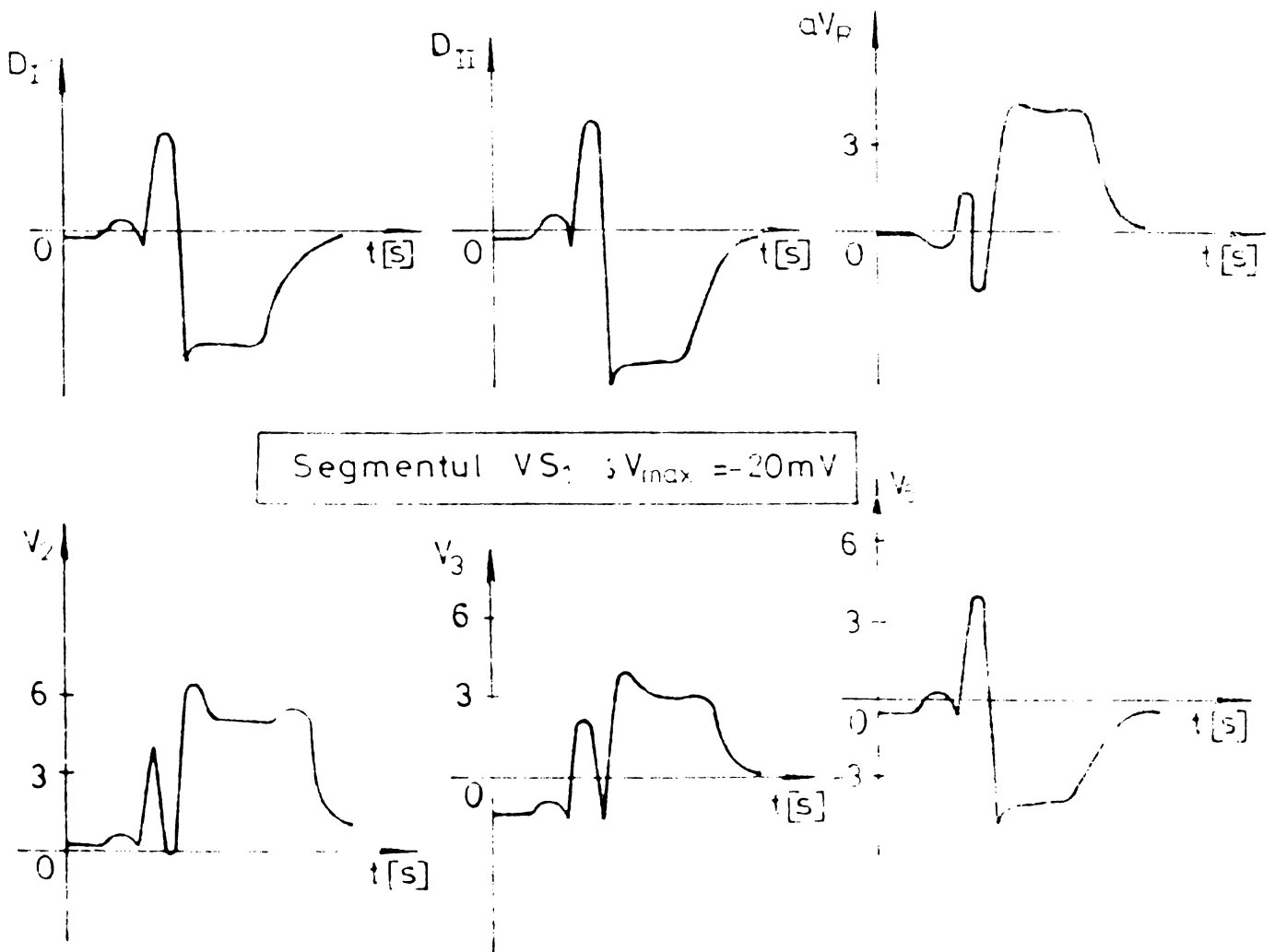


Fig 4.23

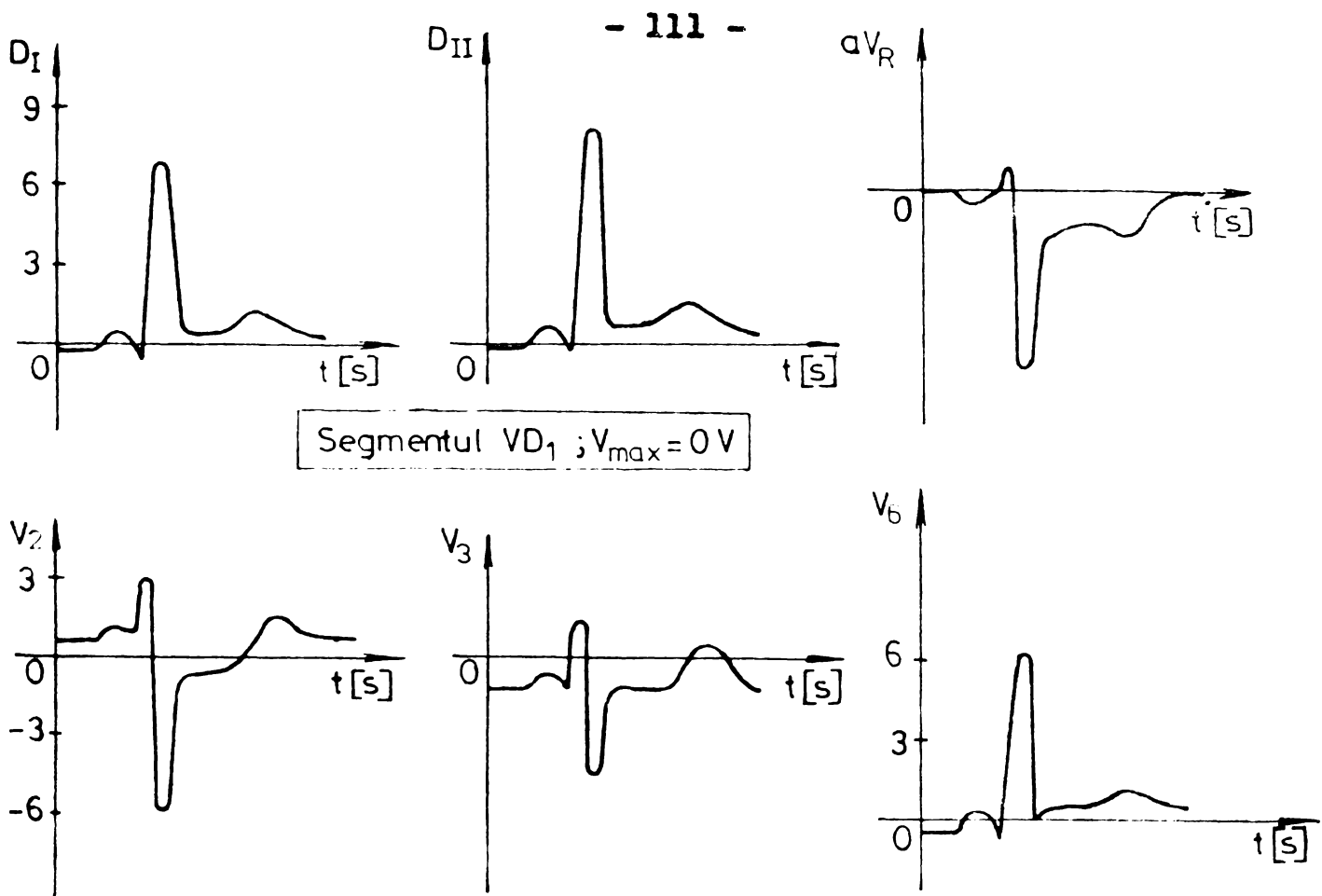


Fig. 4.24

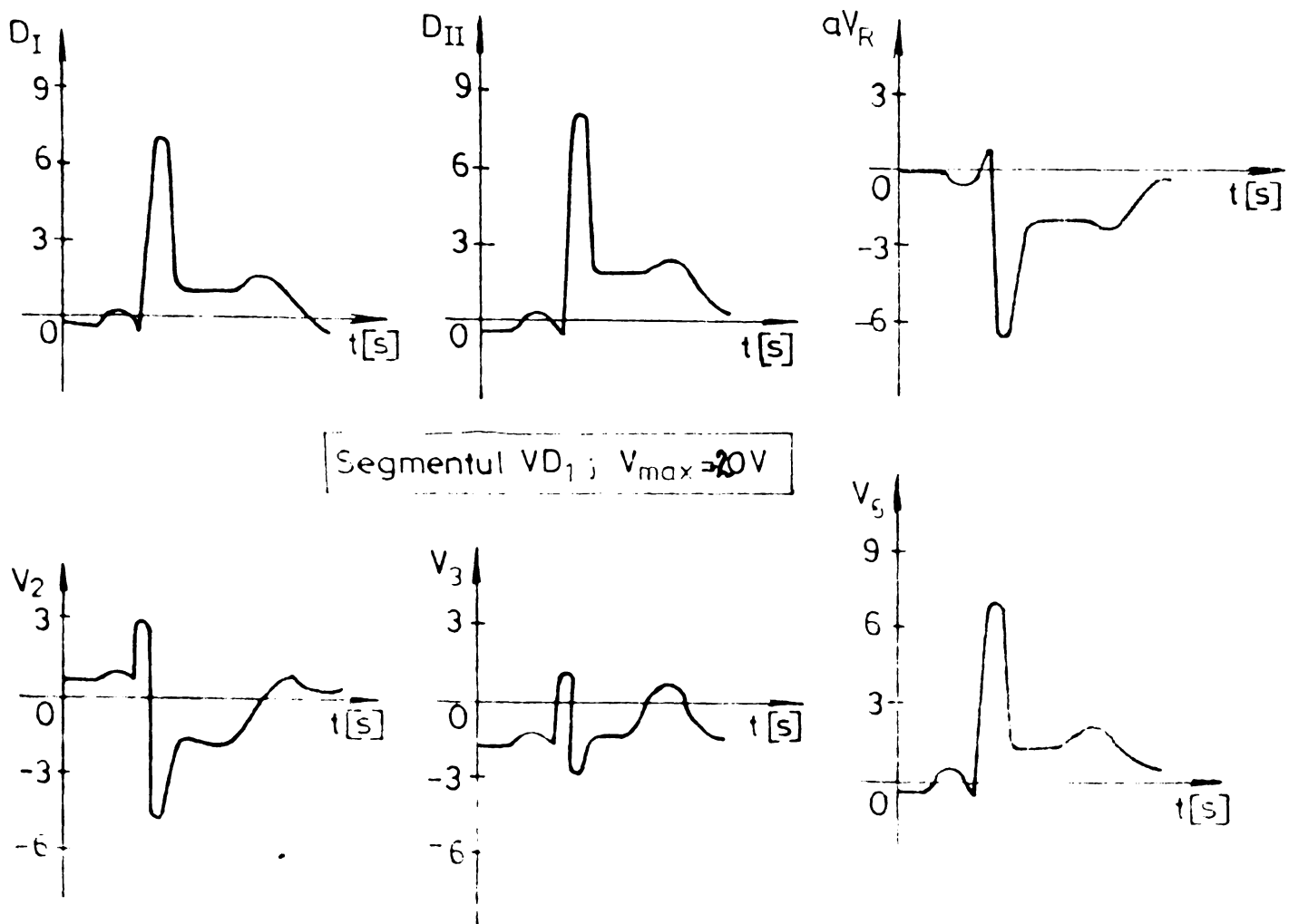


Fig. 4.25

mentului VS2, și prin urmare și modulul dipolului segmentului VS1 este mai mare decât al segmentului VS2.

3) Simularea infarctului parțial din segmentul VD_1 (figurile 4.24 și 4.25) evidențiază faptul că pentru $V_{\max} = 0$ V apar primele modificări în traseele din redivațiile DI, DII, aVR, V2, V3, V6. Dacă procesul de depolarizare este incomplet ($V_{\max} = -20$ mV), modificările parametrilor elementelor sînt evidente. Nu a mai fost reprezentat cazul cînd $V_{\max} = -60$ mV, formele de undă fiind similare cu cele din figura 4.17.

O analiză globală a simulării infarctului parțial scapă în evidență o concluzie foarte importantă și anume: apar modificări sesizabile cu ochiul liber în traseele electrocardiografice cînd potențialul de acțiune cardiac nu reușește să treacă peste linia de zero.

Simularea hipertrofiei ventriculare s-a realizat cu același algoritm cu care s-a simulat semnalul electrocardiografic normal. În program s-a făcut, însă, o singură modificare: potențialul de acțiune asociat cu segmentul VS1 a fost crescut în durată. Creșterea duratei t_p (figura 2.2)

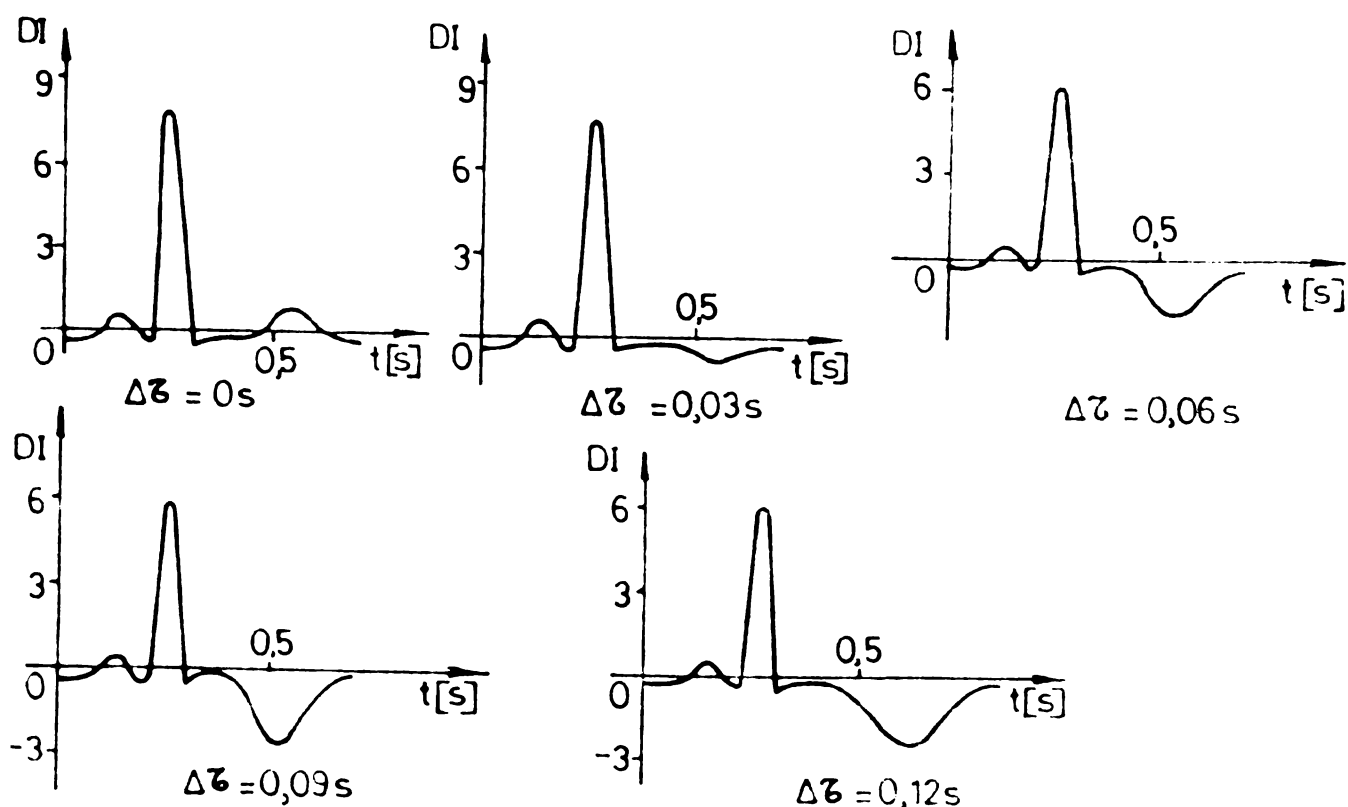


Fig. 4.26

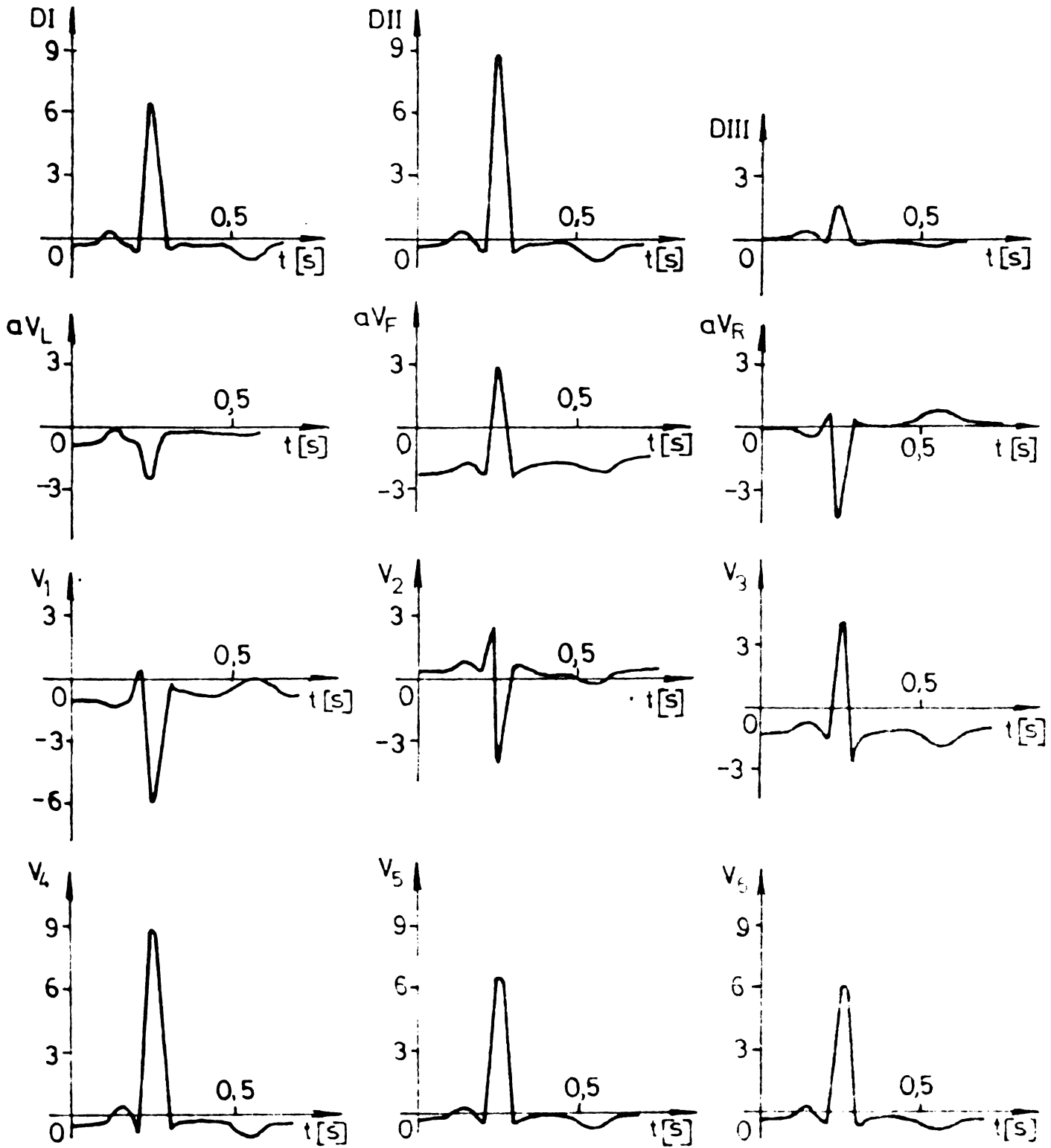


Fig.4.27

s-a făcut în intervalul 0 - 0,15 sec. cu o cuantă $\Delta\tau = 0,03$ sec.

În figura 4.26 s-au figurat modificările ce apar, spre exemplu, în derivația DI. Prin mărirea duratei potențialului VSl, unda T se inversează, fapt ce constituie un indiciu clar că este vorba de o hipertrofie ventriculară stângă. Creșterea în continuare a lui $\Delta\tau$ produce o undă T tot mai mare ca, amplitudine, și durată. O întârziere $\Delta\tau$ mai mare de 0,15 sec. poate fi considerată ca un caz neîntâlnit în practica medicală.

Programul de simulare a fost apoi reluat pentru $\Delta\tau = 0,03$ sec și s-a reprezentat grafic câte un ciclu electrocardiografic din toate cele 12 derivații (figura 4.27). Se poate constata o foarte mare asemănare cu traseele unei hipertrofii stângi indicate în [106, p. 58] pentru un pacient în vîrstă de 52 ani.

Concluzia ce se desprinde în urma simulării hipertrofiei ventriculare este că o creștere în durată a potențialului de acțiune al ventricolului de 0,03 sec produce modificări sesizabile cu ochiul liber în traseele electrocardiografice.

CAPITOLUL 5

FOLOSIREA MODELULUI ACTIVITĂȚII ELECTRICE A INIMII ÎN "ELECTROCARDIOGRAFIA INVERSA"

Modelul conceptual enunțat de Einthoven încă din 1913, reluat apoi în [14] și care stă și astăzi la baza electrocardiografiei clinice, consideră că în orice moment al ciclului cardiac activitatea electrică a inimii poate fi reprezentată printr-un dipol. Un astfel de model simplist al unor fenomene electrice foarte complexe poate constitui un prim pas pentru înțelegerea legăturii ce există între o electrocardiogramă și activitatea miocardului.

Numeroase lucrări au luat în discuție modele ale activității electrice a inimii, mai mult sau mai puțin complexe [16, 56, 50, 85, 52, 100, 6, 7], dar prea puține eforturi au fost concentrate în direcția aplicabilității clinice a acestor modele.

În capitolul de față autorul folosește modelul realizat în capitolul 4 la diagnosticarea unor afecțiuni nu prea complicate, pe baza înregistrărilor electrocardiografice puse la dispoziție de Clinica medicală II a Spitalului clinic nr.2 din Timișoara.

În acest capitol se face o descriere a procedurii de determinare a potențialelor generate de inimă, cunoscând evoluția semnalului electrocardiografic în cele 12 derivații standard, iar apoi se verifică procedeul propus pe câteva cazuri de bolnavi cu defecte de conducție atrioventriculare.

5.1. Procedeu de calcul a potențialului cardiac
din înregistrările electrocardiografice /75/

Să considerăm, pentru început, că inima este echivalată din punct de vedere electric printr-un singur dipol cu modulul egal cu unitatea ($D=1$).

Potențialul produs la suprafața toracelui, într-un punct "i", de un astfel de dipol este egal cu $1 \cdot C_{i1}$, unde C_{i1} este coeficientul de transfer ce ține cont de coordonatele punctului "i" și de direcțiile dipolului față de sistemul de referință ales. Dacă dipolul are modul egal cu D_1 , atunci în punctul "i" se va obține $C_{i1} \cdot D_1$.

Mergînd mai departe și echivalînd inima cu un set de "n" dipoli a căror modul este D_1, D_2, \dots, D_n , potențialul în punctul "i" va fi:

$$V_i = C_{i1}D_1 + C_{i2}D_2 \dots C_{in}D_n \quad (5.1)$$

iar în alt punct "j", vom avea :

$$V_j = C_{j1}D_1 + C_{j2}D_2 \dots C_{jn}D_n \quad (5.2)$$

Dacă modulele D_1, D_2, \dots, D_n sînt cunoscute, înseamnă că prin sistemul de ecuații de mai sus se poate calcula potențialul în orice punct de pe suprafața corpului. Aceasta este de fapt "problema directă" a electrocardiografiei. Sistemul de ecuații definit prin relații de forma (5.1) și (5.2) este valabil în condiția în care toți dipolii au origini comune, aceleași cu a sistemului de axe de coordonate fixat.

Problema "inversă" constă în următoarele. Se cunosc, în urma măsurării, potențialele V_i ca funcții de timp în "n" puncte de pe corp. Trebuie să determinăm modulele dipolilor.

Se deosebesc următoarele situații:

a) numărul punctelor de măsură de pe suprafața corpului este egal cu numărul dipolilor cu care a fost echivalată inima ;

b) numărul punctelor de măsură este mai mare decât numărul dipolilor luați în considerare;

c) numărul dipolilor este mai mare decât numărul punctelor de măsură.

Vom analiza cazul cînd numărul dipolilor este egal cu al punctelor de măsură (în model $n=8$). Cazurile b) și c) vor fi prezentate în paragraful următor.

Pentru a găsi evoluția în timp a potențialului de acțiune în cele 8 segmente se vor parcurge următoarele etape:

- se determină lungimea laturii triunghiului lui Einthoven (figura 4.3) în conformitate cu dimensiunile geometrice ale toracelui pacientului;

- se calculează coeficienții C_{ij} ai matricii de transfer. Matricea are 8 linii și 8 coloane. La determinarea coeficienților C_{ij} se consideră că inima are o poziție normală în torace, iar direcțiile de propagare ale potențialului de acțiune sînt normale la suprafața inimii;

- se înregistrează cîte un ciclu cardiografic în 8 din cele 12 derivații standard;

- se rezolvă sistemul dat de relațiile (5.1) și (5.2) în care termenii ^{liberi} sînt funcții de timp și reprezintă cele 8 trasee electrocardiografice.

Organigrama simplificată arată ca în figura 5.1.

Reprezentarea grafică a funcțiilor potențialelor în cele 8 segmente este înfățișată în figura 5.2. Se constată că aceste forme de undă sînt diferite față de cele generate de model (figura 4.4). Explicația constă în faptul că electrocardiograma este un ansamblu de potențiale generate în diferite zone ale inimii, dar care în urma parcurgerii spațiului inimă-suprafața corpului suferă un proces de filtrare.

Pentru a verifica corectitudinea modelului întocmit precum și valabilitatea metodei de determinare a potențialelor generate de inimă din înregistrările electrocardiografice, au fost puse la dispoziție de către Clinica medicală II a Spitalului clinic nr.2 din Timisoara, învecin-

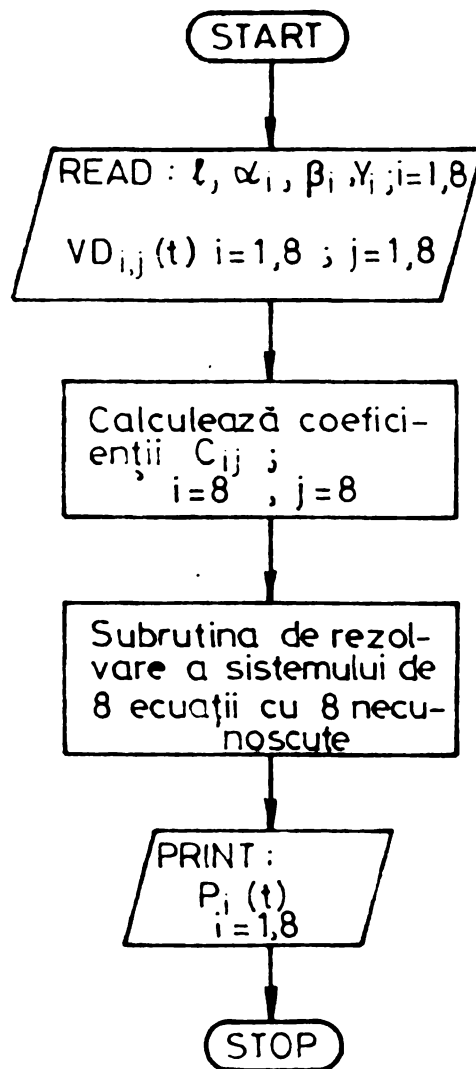


Fig. 5.1

trările a trei persoane: P.B.(27 ani), M.T.(43 ani), K.F. (74 ani). Persoanele mai sus menționate aveau diagnosticul fixat de "bloc atrioventricular de gradul I". Selectarea celor trei cazuri, deși diferența de vîrstă între ele este mare, s-a făcut după criteriul dimensiunilor toracelui. Au fost alese, astfel, persoane la care lungimea "l" a laturii triunghiului lui Winthoven să fie aproximativ aceeași, pentru a rezulta aceeași matrice a coeficienților de transfer.

Conform organigramei din figura 5.1 s-a întocmit un program de calcul (anexa 2) a cărui rezultate sînt redate în figura 5.5. S-au reprezentat grafic numai formule de undă ale potențialelor din atri și din segmentul II,

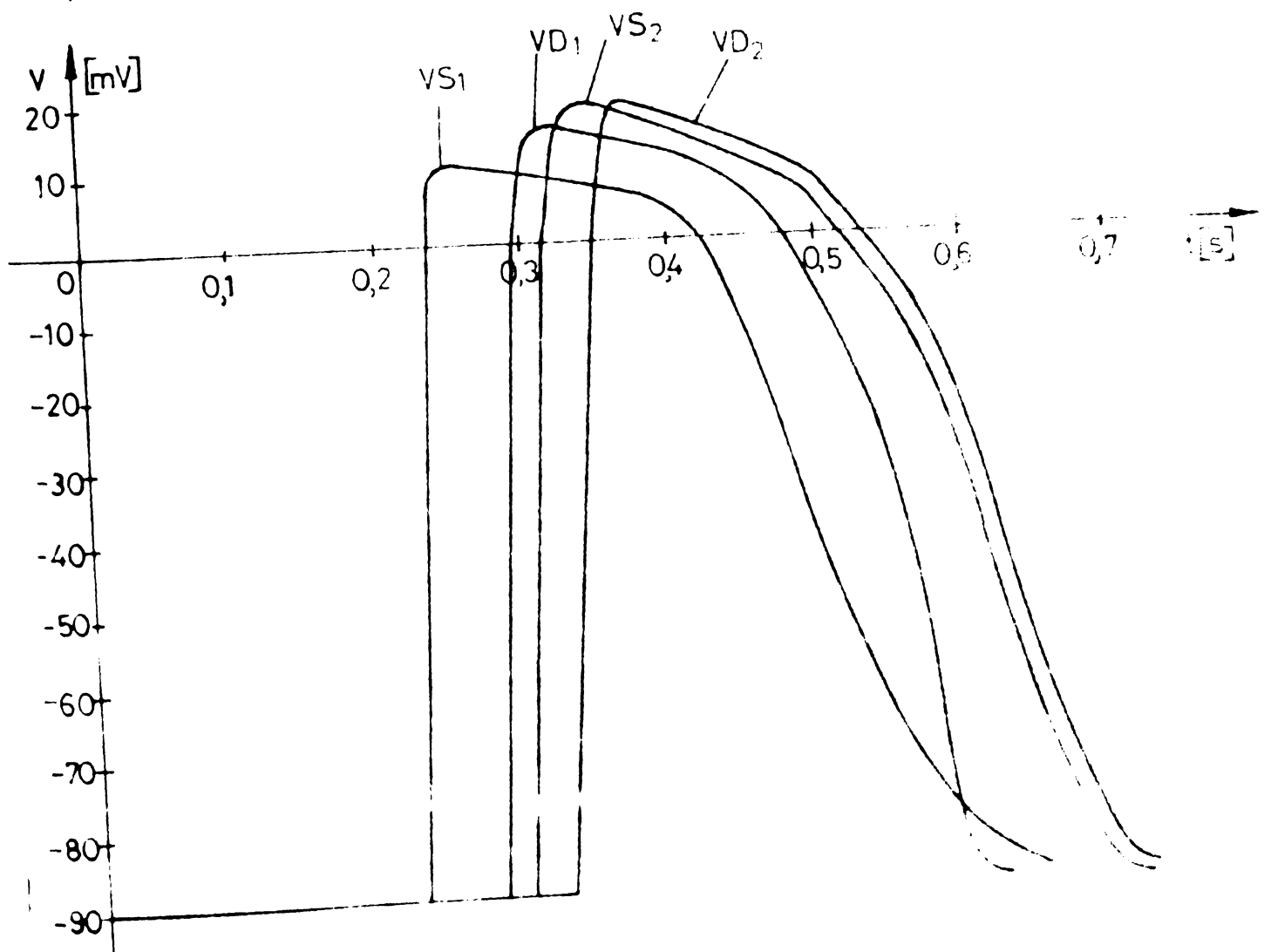
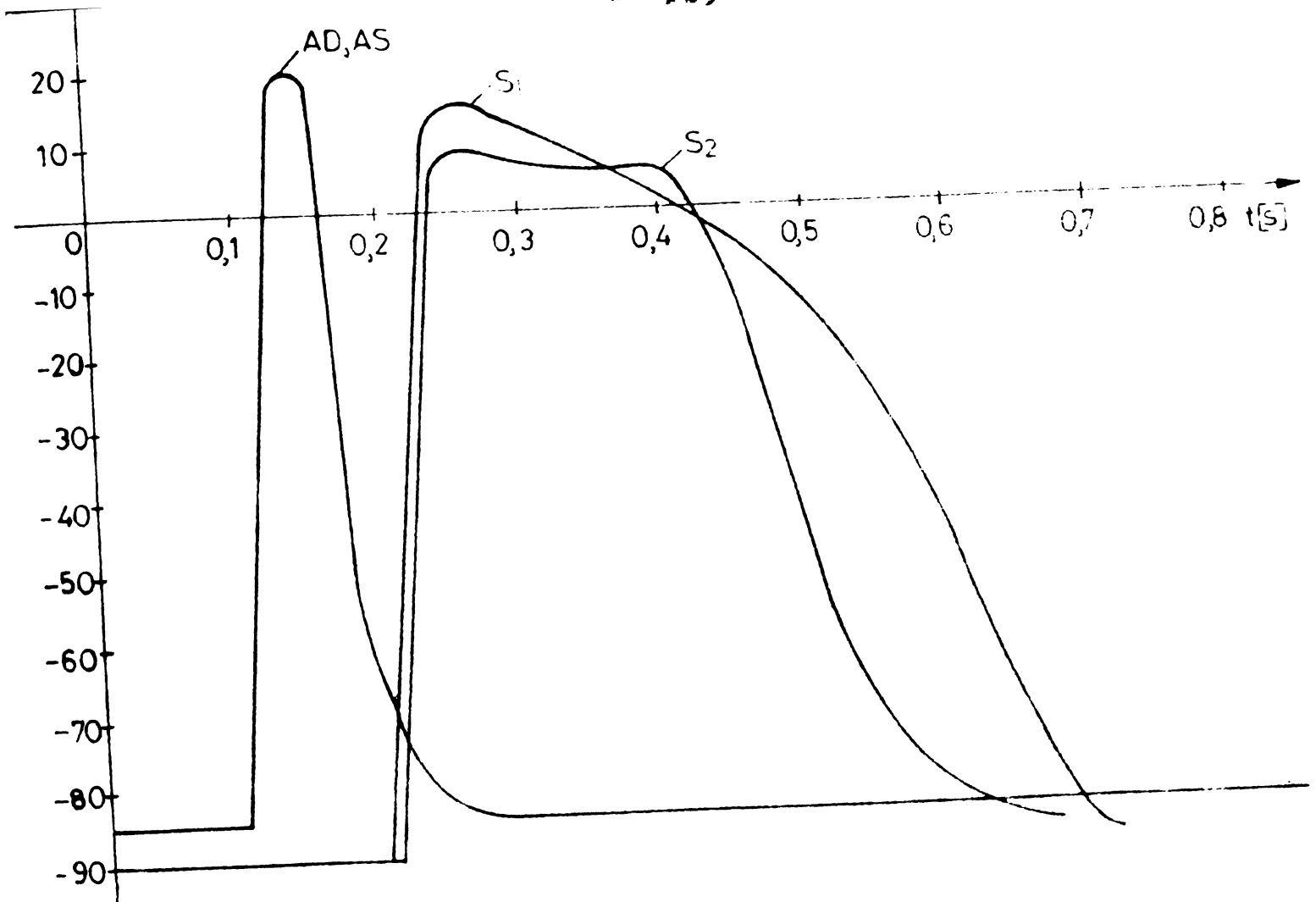


Fig 5 2

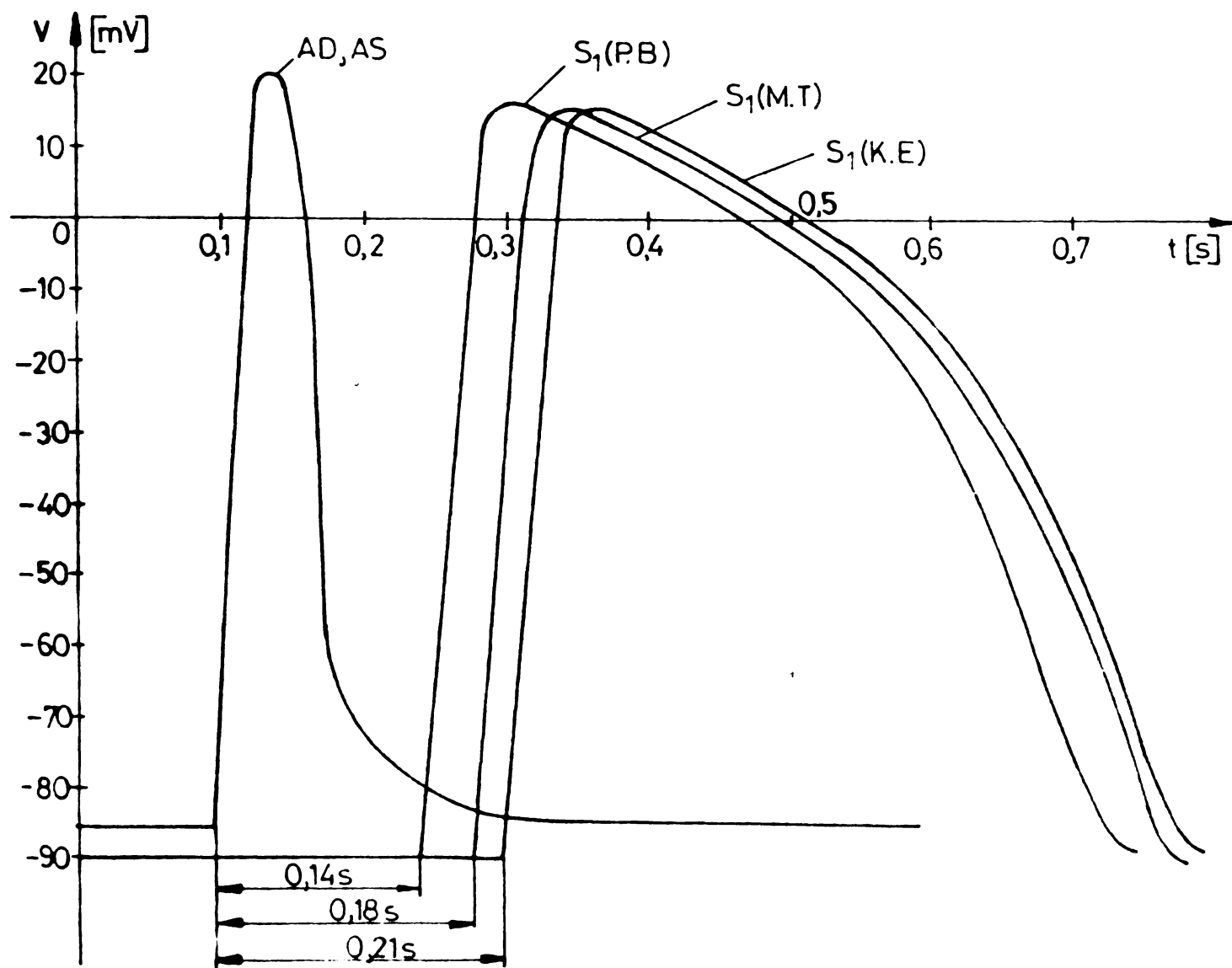


Fig. 5.3

(septum I) pentru cei trei pacienți. A rezultat o întârziere în propagarea potențialelor din atri în septum de circa 0,14 sec. (pentru pacientul P.B), 0,18 sec. (pentru M.T) și 0,21 sec. (pentru K.E). Întârzierea este măsurată în raport cu momentul activării atriilor. Aceste valori se încadrează în limitele indicate de literatura medicală [100, p.107] privind blocurile atrio-ventriculare de gradul I. Trebuie menționat faptul că în figura 5.3 nu a mai fost reprezentată și configurația potențialelor celorlalte segmente. În segmentele V2, V51, V61, V52, V62 au rezultat potențiale asemănătoare cu cele corespunzătoare din figura 5.2, păstrându-se localajul în care a fost supus se intervalul I.

5.2. Posibilități de utilizare a modelului și în cazul altor afecțiuni cardiace

Structura modelului propus și verificat în cadrul tezei lasă să se întrevadă posibilitatea folosirii lui la depistarea altor tipuri de afecțiuni mai complexe sau mai greu sesizabile cu ochiul liber pe traseele electrocardiografice.

1. O primă posibilitate constă în a reprezenta activitatea electrică a inimii tot prin 8 dipoli și a folosi ca date de intrare (mărimi cunoscute) semnalul electrocardiografic din cele 12 derivații.

Această soluție din punct de vedere matematic se formulează astfel:

Fie "i" numărul punctelor de pe suprafața corpului în care se măsoară semnalul ECG ($i=1, \dots, m$) și "k" numărul dipolilor ce modelează un ciclu de funcționare al inimii ($k=1, \dots, n$). Calcularea modulului fiecărui dipol se face punând condiția ca :

$$\sum_{i=1}^m (v_i - \sum_{k=1}^n c_{ik} D_k)^2 \quad (5.3)$$

să prezinte un minim. Problema minimizării prezintă o soluție unică dacă $m \geq n$. În practică, pentru a reduce influența zgomotului în datele de intrare, a limitărilor introduse de model, trebuie ca $m \gg n$.

Dacă potențialele de suprafață și dipolii sînt dați ca funcții de timp, problema minimizării trebuie pusă pentru fiecare interval de timp pentru care potențialul de la suprafață este eșantionat. În acest caz relația (5.4) trebuie să prezinte un

$$\sum_{j=1}^l \sum_{i=1}^m (v_{ij} - \sum_{k=1}^n c_{ik} D_{kj})^2 \quad (5.4)$$

minim (l - reprezintă numărul intervalelor de timp).

Soluția pentru fiecare interval de timp este unică și independentă de soluția pentru oricare alt interval de timp.

În cazul modelului prezentat în teză, între 'i' și 'k' nu este o diferență prea mare ($i=12$, $k=8$). Prin citirea uzuală a electrocardiogramelor și transpunerea acestora eșantion cu eșantion pe cartelele de date, apar multe erori. Formele de undă ale potențialului obținut în cele 8 segmente nu este revelatoare.

Pentru ca acest procedeu să fie eficient este necesar ca măsurarea semnalului electrocardiografic să se facă într-un număr de puncte mult mai mare decât se face în prezent prin derivațiile standard. În acest sens ar fi util un echipament special de măsură care să calculeze semnale din mai multe zone ale toracelui. Spre exemplu, un sistem de măsură similar cu cel conceput de Rogers [82] pentru măsurarea potențialelor pe toracele unui animal, format din 268 de electrozi exploratori, ar putea fi folosit în acest scop.

2. A doua posibilitate constă în a dezvolta modelul inimii compus din 8 segmente într-un model cu mai multe segmente (spre exemplu 12 segmente), iar ca date de intrare să se folosească tot semnalele din cele 12 derivații standard.

Acest lucru ar fi posibil dacă s-ar efectua mai multe studii de electrofiziologie a inimii. Perfecționând sistemele de măsurare a potențialelor miocardice și ridicând hărți de potențiale mult mai ample și detaliate decât cele prezentate în [21] (hărți care au fost folosite în cadrul modelului din teză), se crează posibilitatea de a determina cu mai multă precizie direcțiile de propagare ale tuturor dipolilor aferenți segmentelor din care este construit modelul.

Dacă numărul de segmente crește, evident procedeu de determinare a potențialului cardiac din semnalele electrocardiografice devine mai eficient. Localizarea afecțiunilor poate fi făcută cu o precizie mai mare.

CAPITOLUL 6

C O N C L U Z I I

La interpretarea fiziopatologică a unei boli, alături de explorare funcțională, biochimică și experimentele efectuate pe animale, modelarea poate juca un rol important.

Faptul, că utilizarea unui model impune o evaluare prealabilă a conceptelor obișnuite, relevă în primul rând un efort teoretic în cunoaștere.

La crearea modelelor sistemelor biologice, și în special, în modelarea sistemului cardiovascular, intervin numeroase dificultăți, ca rezultat al vastității informației, precum și din imposibilitățile de a determina, în unele cazuri, relații cantitative corecte.

Folosirea modelului dezvoltat în teza de doctorat, pe de o parte, controlează valabilitatea ipotezelor privind funcționarea inimii, iar pe de altă parte, permite obținerea rapidă a unor parametri greu accesibili prin investigație directă.

Contribuțiile autorului sînt următoarele:

1. Clasificarea și analiza critică a diverselor metode de modelare a activității inimii. Criteriile de clasificare introduse au la bază modul de reprezentare a activității electrice a inimii și modul de evaluare a influenței spațiului inimă-suprafața corpului asupra propagării potențialelor generate de inimă.

Analiza efectuată indică în ce măsură varietatea modelelor concepute poate servi în practică la diagnosticare sau prognoză.

Se formulează, după părerea autorului, care sînt cerințele ce se impun la realizarea unui model astfel încît acesta să fie util în activitatea clinică.

2. Exprimarea matematică a potențialului de acțiune cardiac. Se determină expresiile pentru calculul potențialului în orice zonă a mușchiului cardiac. Relațiile concepute în lucrare au fost deduse în așa fel încît să se poată reproduce formele de variație în timp a potențialului cardiac în concordanță cu fenomenul de depolarizare și repolarizare a miocardului.

S-au stabilit două tipuri de expresii: una se folosește pentru generarea potențialului de acțiune în ventricole și sept, iar a doua pentru generarea potențialelor în nodul S-A și A-V și artii.

S-a întocmit un program de simulare a acestor potențiale folosind relațiile mai sus menționate și se constată că prin simpla modificare, între anumite limite, a doi parametri ("k" în cazul fibrei ventriculare și "m" în cazul fibrei atriale) se pot genera forme de undă foarte asemănătoare cu cele furnizate de sistemele de măsură cu microelectrozi implantați.

3. Calculul modulului dipolului unui segment de mușchi cardiac. Metoda propusă consideră că o porțiune dintr-o membrană celulară poate fi echivalată din punct de vedere electric cu un dipol. Se găsește o relație de calcul a modulului dipolului pentru întreaga celulă miocardică, care apoi se generalizează pentru o masă musculară.

4. Elaborarea unui model pentru activitatea electrică a unui segment de mușchi cardiac. Acest model are drept scop evidențierea mărimilor fizice ce influențează modulul dipolului. A fost relevată dependența dintre mărimea suprafeței și modul. Structura propusă în paragraful 3.5 ține cont de procesele electrofiziologice ce au loc în mușchiul inimii și permite generarea potențialului atât în endocard cât și în epicard. Întârzierea în propagarea unei de depolarizare ventriculare, din endocard spre epicard, este proporțională cu grosimea medie a peretelui ventricular.

În vederea obținerii complexului QRS și a undei T de o formă asemănătoare cu cea rezultată din măsurări, în model a fost introdus un filtru numeric recursiv. Relația de calcul propusă pentru filtru se bazează pe observația că potențialul de acțiune al unui grup de celule prezintă fronturi a căror pantă este mai mică decât panta potențialului unei singure celule.

5. Utilizarea modelului la simularea unor afecțiuni zonale ale miocardului. Pentru a verifica faptul că modelul dezvoltat în capitolul 3 a fost bine întocmit și reflectă fidel fenomenele ce au loc în fibra miocardică, au fost întocmite programe de simulare atât a unei stări normale cât și a unor stări patologice.

Au fost simulate următoarele afecțiuni:

- hipertrofie ventriculară;
- ischemie endocardică și epicardică.

Pentru simularea hipertrofiei ventriculare, o întârziere în propagarea potențialului de acțiune endocard spre epicard, de numai 25 msec., determină o inversare a undei T. Simularea ischemiei s-a realizat în concordanță cu fenomenele electrofiziologice ce însoțesc o insuficiență a alimentării cu sânge a unei zone din miocard. Aceasta produce fie o reducere a potențialului de repaus ($V_{\min} = -65$ mV) fie o limitare a procesului de depolarizare ($V_{\max} = -10$ mV).

Concluziile furnizate de simularea pe model semnalează, totodată, posibilitatea generării unor forme de undă asemănătoare, având cauze diferite. Acest lucru crează premisele utilizării modelului ca mijloc eficient la formularea unui diagnostic cât mai diferențiat.

6. Elaborarea modelului întregii activități a inimii. Folosind modelul de segment dezvoltat în capitolul 3, întreaga inimă a fost împărțită în 8 zone, fiecărei zone atașându-i-se un dipol. Determinarea potențialelor la suprafața corpului s-a făcut după ce în prealabil a fost stabilită metoda de calcul a coeficienților de transfer. Acești coeficienți se calculează pentru fiecare om în parte, în

funcție de dimensiunile geometrice ale toracelui și de direcțiile de propagare ale potențialelor de acțiune din fiecare segment.

Algoritmul de simulare permite obținerea semnalului electrocardiografic, pentru un om sănătos, în toate cele 12 derivații standard. Formele de undă obținute sînt similare cu cele redade de literatura medicală [30, 90, 45, 105, 110]. Se poate constata proporționalitatea amplitudinilor și duratelor undelor componente ale unui ciclu în cele 12 derivații simulate.

7. Stabilirea unei noi metode de echivalare a spațiului inimă-suprafața corpului printr-un filtru. În cadrul lucrării a fost emisă și verificată ipoteza conform căreia corpul uman se comportă ca un filtru pentru potențialele generate de inimă. Soluția propusă nu se bazează pe cunoașterea conductivității corpului. Ea utilizează un filtru numeric ce are la bază ecuația unei parabole.

Se demonstrează că termenul liber al parabolei de aproximare este o măsură a semnalului electrocardiografic filtrat.

S-a întocmit un program de calcul pentru determinarea numărului optim de eșantioane care trebuie să participe la filtrare. S-a constatat că pentru $p=9$, semnalul electrocardiografic simulat și filtrat se aseamănă foarte mult cu cel măsurat.

8. Elaborarea unor programe în FORTRAN pentru simularea unor afecțiuni mai complexe, folosindu-se modelul pentru întreaga activitate electrică a inimii.

Au fost simulate următoarele cazuri:

- defecte de conducție atrioventriculare;
- infarct amplu și parțial;
- hipertrofie ventriculară stîngă.

Traseele electrocardiografice obținute în urma simulării defectelor de conducție pun în evidență o creștere a segmentului P-R, ceea ce corespunde unei întîrzieri în propagare între nodul S-A și nodul A-V.

Infarctul amplu presupune o inactivitate totală din punct de vedere electric a unui segment. Simularea in-

farctului în segmentele S2, VS2 și VD1 permite obținerea unor forme de undă asemănătoare unui infarct anteroseptal, subendocardiac sau lateral [101, 45, 110].

Scopul simulării infarctului parțial a fost acela de a stabili limitele de variație a unor parametri ai potențialului de acțiune, de la care apar modificări sesizabile, cu ochiul liber, în traseele electrocardiografice. S-a constatat că dacă depolarizarea unui segment este incompletă și valoarea maximă a potențialului de acțiune nu depășește linia de zero, în semnalul electrocardiografic apar modificări sesizabile.

Simularea hipertrofiei ventriculare stînga relevă faptul că, o creștere în durată a potențialului generat de ventricolul stîng cu 0,03 sec. provoacă inversarea undei T.

9. Calculul potențialului de acțiune din diferite zone ale inimii folosind înregistrările electrocardiografice.

Procedeul invers, de determinare a potențialului cardiac avînd la dispoziție semnalele din derivațiile standard, a fost elaborat în scopul verificării modelului dezvoltat în teză cu cazuri reale de pacienți din Clinica medicală II a Spitalului clinic nr.2 din Timișoara.

Inițial s-a făcut o verificare a algoritmului pe un caz normal, obținîndu-se potențialele în toate cele 8 segmente. Forma de variație în timp a acestor potențiale este, însă, diferită față de cazul ideal, datorită tocmai efectului de filtrare pe care-l introduce corpul uman.

Modelul a fost testat pe 3 bolnavi a căror diagnostic este "bloc atrioventricular de gradul I". Rezultatele furnizate de calculator concordă cu decizia medicului, în sensul că se obțin întîrzieri, în propagarea potențialului de acțiune din atriispre ventricole, cuprinse între 0,14 și 0,21 sec.

Limitele actuale de aplicabilitate a modelului în diagnosticare sînt impuse de dificultățile întîmpinate la furnizarea datelor primare. În cadrul tezei de doctorat s-a

procedat în felul următor. S-au analizat vizual câte un ciclu din fiecare derivație, care apoi a fost "eșantionat" grafic printr-un număr de 70 puncte. Valorile citite au fost trecute pe cartele și folosite apoi, ca date inițiale pentru model.

Considerăm că, în momentul în care o unitate medicală va dispune de un sistem de calcul cu periferice pentru măsurarea și prelucrarea numerică a electrocardiogramei, modelul prezentat își va putea dovedi utilitatea, într-o măsură mult mai mare, la depistarea unor afecțiuni cardiace.

Rămânând strict în cadrul modelului propus, se poate afirma că acesta poate da rezultate bune în următoarele domenii:

- a) Controlul valabilității unor ipoteze;
- b) Simularea unor stări normale și patologice;
- c) Explicarea unor aspecte progresive în diferite afecțiuni;
- d) Estimarea unor parametri sau variabile ce nu pot fi obținute din simpla observare a traseelor electrocardiografice.

În concluzie, modelarea activității electrice a inimii constituie o metodă prețioasă, care poate lămuri intervenția unor parametri dificili de investigat pe cale experimentală, fundamentează valabilitatea unor ipoteze în stabilirea unor afecțiuni și unele cazuri poate lămuri evoluția unei boli.

Dialogul continuu între calculator, cercetarea teoretică, experimentală și clinică nu poate decât să conducă la o adâncire a cunoștințelor în fiziopatologia bolilor cardiovasculare.

A N E X E

PROGRAM DE SIMULARE A SEMNALULUI ELECTROCARDIO-
GRAFIC IN CELE 12 DERIVATII STANDARD

```

PROGRAM "PENTRU SIMULAREA SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC IN CELE
12 DERIVATII STANDARD"
DIMENSION VD(12,270),CS(12,8),B(8),FMB(64)
DIMENSION AO(0,270)
DIMENSION SALV(270)
DIMENSION V(8,270)
INTEGER I14
INTEGER I10, D1110, T270, TM10, K, JM, DV
INTEGER I111, I112, T111, T112, T122, T112, T113, I113, I114, T112, T115
INTEGER UV
INTEGER U
INTEGER TM
INTEGER I, T0, IM1, TM2, TM3, IM4, DELTA1, I2, IS, I4, D12, UT3, U14, T13, T25,
TMY, T16, I27, IM, K, UT5, U10, DT7, T18, I28, TM8, I19, T29,
TMY, T110, TM10, TM10, DT9, DT10, T5, T6, T7, T8, T9, T10, TM,
COMMON/UNIE/V, CS, SALV, V, U, I, K, IM1, IM2, TM3, IM4, DELTA1, T2, T3,
T4, DT5, U13, DT4, T15, T23, TM3, T10, T20, IM0, T17, T27, IM, K, UT5, DT6, DT7,
T10, T11, IM0, T10, T29, TM9, T110, T210, DT9, DT9, N19, V29, D
T0, T10, IM, GAMMA, AV, X11, X12, X13, X14, V18, V28, V19, V29, D
VMAX(10000) TV, TM1, TM2, IM3, IM4, DELTA1, DT2, DT3, U14, XP1, XP2, XP3, XP4
SVP1(10000) VMAX, V15, V25, VMIN, GAMMA, V10, V26, V17, V27, V18, V28, V19, V29,
T13, T25, IM5, K, T10, T20, IM0, I17, I27, IM, DT5, T18, I28, TM8,
ST19, T20, IM3, D18, DT7, DT8, DT9, TM
1 FORMAT(100,10000,10000,2,1,2,570,1,1(10)
200 FORMAT(270,270)
300 FORMAT(100)
400 FORMAT(100,8)
500 FORMAT(270,270)
600 FORMAT(10)
700
800
900
1000
1100
1200
1300
1400
1500
1600
1700
1800
1900
2000
2100
2200
2300
2400
2500
2600
2700
2800
2900
3000
3100
3200
3300
3400
3500
3600
3700
3800
3900
4000
4100
4200
4300
4400
4500
4600
4700
4800
4900
5000
5100
5200
5300
5400
5500
5600
5700
5800
5900
6000
6100
6200
6300
6400
6500
6600
6700
6800
6900
7000
7100
7200
7300
7400
7500
7600
7700
7800
7900
8000
8100
8200
8300
8400
8500
8600
8700
8800
8900
9000
9100
9200
9300
9400
9500
9600
9700
9800
9900
10000

```


CUTUEG 22/10/81 11.14.49

```

SUBROUTINE AD
      POTENTIALUL CREAI DE AIRIUL UKEMI
      UMEHESUM VD(12,27U),CS(12,8),SALV(2,U),V(8,27U)
      IMIEGPR U,TR,1,TC,TM1,IM2,IM3,IM4,DELTA,T2,T3,T4,DT3,DT4,T13
      * T25, T26, TM2, T17, T27, T16, K, U13, DT6, DT7, T18, T28, TM8, T19, T29
      * T29, T14, T210, TM10, DT8, DT9, DT10, T5, T6, T7, T8, T9, T10, TM, DV
      * CUMMARI/VARIE/VV,CS,SALV,V,DI,TR,T,TU,IM1,IM2,IM3,IM4,DELTA,T2,T3,
      * T4,DT3,DT4,DT5,T15,T25,IM5,T16,T24,IM6,T17,T27,IM7,K,DT5,DT6,DT7,
      * T9,T10,IM,CAMM,AV,X71,XP3,XP4,VP1,VP2,N
      * VMAX,VM1M,V15,V25,V16,V26,V17,V27,V18,V28,V19,V29,D
      T2=TO+DIC
      IE=1
      DO 15 T=1U,T2,DELTA
      V(1,T)=05.0
      IFI=4
      15 CONTINUE
      I=51
      DO 16 T=12,TM,DELTA
      TCE=T+2
      RETC(1,VP2+8)=XP(1,-B)
      V(1,IEVPC+8)=XP(1,-B)
      V(1,IEVSI,I)=R5.0
      IE=I+1
      16 CONTINUE
      17 FORM(17,7,7,AV,=-R,1/5(SX,VCF,EI4,4,5X))
      RETURN
      END

```


CDTUEGG 22/10/81 11.15.22

2.00

```

SUBROUTINE S2
  POTENTIAL(L,CREAT,UE,SEPT,C
  DATMERIUM VC(I2,27U),CS(I2,C,R),SALV(L,U),V(8,27U)
  INTEGER U,I,TKR,T,T0,TM1,IM2,IMS,YM4,DELTA,T2,T3,T4,DT3,DT4,T15
  ,I25,T26,I16,I26,IM4,T17,I27,IM7,K,UIS,DT6,DT7,I18,T28,IM8,T19,T29
  ,IM9,T210,IM10,DT8,DT9,DT10,TS,IO,T7,IM3,IM4,DELTA,T2,T3,
  UMMH/UAIE/VB,CS,SALV,V,DI,FK,Y,TU,IM1,IM2,IM3,IM4,DELTA,T2,T3,
  ,T4,DT3,UIS,DT4,T15,T5,T16,T24,T17,T27,IM7,K,DT5,DT6,DT7,
  ,T18,DT8,IM9,DT9,IM10,DT10,T11,T12,T13,XP1,VP2,IM
  ,T14,IM11,IM12,IM13,IM14,IM15,IM16,IM17,IM18,IM19,IM20,V:9,V29,D
  ,VMAX,UMIN,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS,UIS
  ,IO,TS,DIU
  T26=27U+UI
  I=1
  TPET6=1U
  NO I=1,UE=1U,TH,DELTA
  VC(I,UE)=90.0
  I=I+1
  CONTINUE
  IE72=AT/C
  DO 404 I=1,IBID,TU,DELTA
  VC(I,UE)=VMIN/(SIG-IRK)/X(I,IR)
  I=I+1
  CONTINUE
  IE77=AT/C
  DO 30 I=1,OT,DELTA
  TC=77A
  FXA=VM40-VM1A/K
  FYB=VM20-VM1B/K
  FEY=V(FXA)
  FEY=V(FXB)
  V(I,UE)=VMAX-V(I6)+EYK(-UMH*TU)+VM1(I,K)*ALB(A-(A-P)/(I20-T0))+TC)
  I=I+1
  CONTINUE
  I=16
  I=17
  I=18
  I=19
  I=20
  I=21
  I=22
  I=23
  I=24
  I=25
  I=26
  I=27
  I=28
  I=29
  I=30
  I=31
  I=32
  I=33
  I=34
  I=35
  I=36
  I=37
  I=38
  I=39
  I=40
  I=41
  I=42
  I=43
  I=44
  I=45
  I=46
  I=47
  I=48
  I=49
  I=50
  I=51
  I=52
  I=53
  I=54
  I=55
  I=56
  I=57
  I=58
  I=59
  I=60
  I=61
  I=62
  I=63
  I=64
  I=65
  I=66
  I=67
  I=68
  I=69
  I=70
  I=71
  I=72
  I=73
  I=74
  I=75
  I=76
  I=77
  I=78
  I=79
  I=80
  I=81
  I=82
  I=83
  I=84
  I=85
  I=86
  I=87
  I=88
  I=89
  I=90
  I=91
  I=92
  I=93
  I=94
  I=95
  I=96
  I=97
  I=98
  I=99
  I=100
  I=101
  I=102
  I=103
  I=104
  I=105
  I=106
  I=107
  I=108
  I=109
  I=110
  I=111
  I=112
  I=113
  I=114
  I=115
  I=116
  I=117
  I=118
  I=119
  I=120
  I=121
  I=122
  I=123
  I=124
  I=125
  I=126
  I=127
  I=128
  I=129
  I=130
  I=131
  I=132
  I=133
  I=134
  I=135
  I=136
  I=137
  I=138
  I=139
  I=140
  I=141
  I=142
  I=143
  I=144
  I=145
  I=146
  I=147
  I=148
  I=149
  I=150
  I=151
  I=152
  I=153
  I=154
  I=155
  I=156
  I=157
  I=158
  I=159
  I=160
  I=161
  I=162
  I=163
  I=164
  I=165
  I=166
  I=167
  I=168
  I=169
  I=170
  I=171
  I=172
  I=173
  I=174
  I=175
  I=176
  I=177
  I=178
  I=179
  I=180
  I=181
  I=182
  I=183
  I=184
  I=185
  I=186
  I=187
  I=188
  I=189
  I=190
  I=191
  I=192
  I=193
  I=194
  I=195
  I=196
  I=197
  I=198
  I=199
  I=200
  I=201
  I=202
  I=203
  I=204
  I=205
  I=206
  I=207
  I=208
  I=209
  I=210
  I=211
  I=212
  I=213
  I=214
  I=215
  I=216
  I=217
  I=218
  I=219
  I=220
  I=221
  I=222
  I=223
  I=224
  I=225
  I=226
  I=227
  I=228
  I=229
  I=230
  I=231
  I=232
  I=233
  I=234
  I=235
  I=236
  I=237
  I=238
  I=239
  I=240
  I=241
  I=242
  I=243
  I=244
  I=245
  I=246
  I=247
  I=248
  I=249
  I=250
  I=251
  I=252
  I=253
  I=254
  I=255
  I=256
  I=257
  I=258
  I=259
  I=260
  I=261
  I=262
  I=263
  I=264
  I=265
  I=266
  I=267
  I=268
  I=269
  I=270
  I=271
  I=272
  I=273
  I=274
  I=275
  I=276
  I=277
  I=278
  I=279
  I=280
  I=281
  I=282
  I=283
  I=284
  I=285
  I=286
  I=287
  I=288
  I=289
  I=290
  I=291
  I=292
  I=293
  I=294
  I=295
  I=296
  I=297
  I=298
  I=299
  I=300
  I=301
  I=302
  I=303
  I=304
  I=305
  I=306
  I=307
  I=308
  I=309
  I=310
  I=311
  I=312
  I=313
  I=314
  I=315
  I=316
  I=317
  I=318
  I=319
  I=320
  I=321
  I=322
  I=323
  I=324
  I=325
  I=326
  I=327
  I=328
  I=329
  I=330
  I=331
  I=332
  I=333
  I=334
  I=335
  I=336
  I=337
  I=338
  I=339
  I=340
  I=341
  I=342
  I=343
  I=344
  I=345
  I=346
  I=347
  I=348
  I=349
  I=350
  I=351
  I=352
  I=353
  I=354
  I=355
  I=356
  I=357
  I=358
  I=359
  I=360
  I=361
  I=362
  I=363
  I=364
  I=365
  I=366
  I=367
  I=368
  I=369
  I=370
  I=371
  I=372
  I=373
  I=374
  I=375
  I=376
  I=377
  I=378
  I=379
  I=380
  I=381
  I=382
  I=383
  I=384
  I=385
  I=386
  I=387
  I=388
  I=389
  I=390
  I=391
  I=392
  I=393
  I=394
  I=395
  I=396
  I=397
  I=398
  I=399
  I=400
  I=401
  I=402
  I=403
  I=404
  I=405
  I=406
  I=407
  I=408
  I=409
  I=410
  I=411
  I=412
  I=413
  I=414
  I=415
  I=416
  I=417
  I=418
  I=419
  I=420
  I=421
  I=422
  I=423
  I=424
  I=425
  I=426
  I=427
  I=428
  I=429
  I=430
  I=431
  I=432
  I=433
  I=434
  I=435
  I=436
  I=437
  I=438
  I=439
  I=440
  I=441
  I=442
  I=443
  I=444
  I=445
  I=446
  I=447
  I=448
  I=449
  I=450
  I=451
  I=452
  I=453
  I=454
  I=455
  I=456
  I=457
  I=458
  I=459
  I=460
  I=461
  I=462
  I=463
  I=464
  I=465
  I=466
  I=467
  I=468
  I=469
  I=470
  I=471
  I=472
  I=473
  I=474
  I=475
  I=476
  I=477
  I=478
  I=479
  I=480
  I=481
  I=482
  I=483
  I=484
  I=485
  I=486
  I=487
  I=488
  I=489
  I=490
  I=491
  I=492
  I=493
  I=494
  I=495
  I=496
  I=497
  I=498
  I=499
  I=500
  I=501
  I=502
  I=503
  I=504
  I=505
  I=506
  I=507
  I=508
  I=509
  I=510
  I=511
  I=512
  I=513
  I=514
  I=515
  I=516
  I=517
  I=518
  I=519
  I=520
  I=521
  I=522
  I=523
  I=524
  I=525
  I=526
  I=527
  I=528
  I=529
  I=530
  I=531
  I=532
  I=533
  I=534
  I=535
  I=536
  I=537
  I=538
  I=539
  I=540
  I=541
  I=542
  I=543
  I=544
  I=545
  I=546
  I=547
  I=548
  I=549
  I=550
  I=551
  I=552
  I=553
  I=554
  I=555
  I=556
  I=557
  I=558
  I=559
  I=560
  I=561
  I=562
  I=563
  I=564
  I=565
  I=566
  I=567
  I=568
  I=569
  I=570
  I=571
  I=572
  I=573
  I=574
  I=575
  I=576
  I=577
  I=578
  I=579
  I=580
  I=581
  I=582
  I=583
  I=584
  I=585
  I=586
  I=587
  I=588
  I=589
  I=590
  I=591
  I=592
  I=593
  I=594
  I=595
  I=596
  I=597
  I=598
  I=599
  I=600
  I=601
  I=602
  I=603
  I=604
  I=605
  I=606
  I=607
  I=608
  I=609
  I=610
  I=611
  I=612
  I=613
  I=614
  I=615
  I=616
  I=617
  I=618
  I=619
  I=620
  I=621
  I=622
  I=623
  I=624
  I=625
  I=626
  I=627
  I=628
  I=629
  I=630
  I=631
  I=632
  I=633
  I=634
  I=635
  I=636
  I=637
  I=638
  I=639
  I=640
  I=641
  I=642
  I=643
  I=644
  I=645
  I=646
  I=647
  I=648
  I=649
  I=650
  I=651
  I=652
  I=653
  I=654
  I=655
  I=656
  I=657
  I=658
  I=659
  I=660
  I=661
  I=662
  I=663
  I=664
  I=665
  I=666
  I=667
  I=668
  I=669
  I=670
  I=671
  I=672
  I=673
  I=674
  I=675
  I=676
  I=677
  I=678
  I=679
  I=680
  I=681
  I=682
  I=683
  I=684
  I=685
  I=686
  I=687
  I=688
  I=689
  I=690
  I=691
  I=692
  I=693
  I=694
  I=695
  I=696
  I=697
  I=698
  I=699
  I=700
  I=701
  I=702
  I=703
  I=704
  I=705
  I=706
  I=707
  I=708
  I=709
  I=710
  I=711
  I=712
  I=713
  I=714
  I=715
  I=716
  I=717
  I=718
  I=719
  I=720
  I=721
  I=722
  I=723
  I=724
  I=725
  I=726
  I=727
  I=728
  I=729
  I=730
  I=731
  I=732
  I=733
  I=734
  I=735
  I=736
  I=737
  I=738
  I=739
  I=740
  I=741
  I=742
  I=743
  I=744
  I=745
  I=746
  I=747
  I=748
  I=749
  I=750
  I=751
  I=752
  I=753
  I=754
  I=755
  I=756
  I=757
  I=758
  I=759
  I=760
  I=761
  I=762
  I=763
  I=764
  I=765
  I=766
  I=767
  I=768
  I=769
  I=770
  I=771
  I=772
  I=773
  I=774
  I=775
  I=776
  I=777
  I=778
  I=779
  I=780
  I=781
  I=782
  I=783
  I=784
  I=785
  I=786
  I=787
  I=788
  I=789
  I=790
  I=791
  I=792
  I=793
  I=794
  I=795
  I=796
  I=797
  I=798
  I=799
  I=800
  I=801
  I=802
  I=803
  I=804
  I=805
  I=806
  I=807
  I=808
  I=809
  I=810
  I=811
  I=812
  I=813
  I=814
  I=815
  I=816
  I=817
  I=818
  I=819
  I=820
  I=821
  I=822
  I=823
  I=824
  I=825
  I=826
  I=827
  I=828
  I=829
  I=830
  I=831
  I=832
  I=833
  I=834
  I=835
  I=836
  I=837
  I=838
  I=839
  I=840
  I=841
  I=842
  I=843
  I=844
  I=845
  I=846
  I=847
  I=848
  I=849
  I=850
  I=851
  I=852
  I=853
  I=854
  I=855
  I=856
  I=857
  I=858
  I=859
  I=860
  I=861
  I=862
  I=863
  I=864
  I=865
  I=866
  I=867
  I=868
  I=869
  I=870
  I=871
  I=872
  I=873
  I=874
  I=875
  I=876
  I=877
  I=878
  I=879
  I=880
  I=881
  I=882
  I=883
  I=884
  I=885
  I=886
  I=887
  I=888
  I=889
  I=890
  I=891
  I=892
  I=893
  I=894
  I=895
  I=896
  I=897
  I=898
  I=899
  I=900
  I=901
  I=902
  I=903
  I=904
  I=905
  I=906
  I=907
  I=908
  I=909
  I=910
  I=911
  I=912
  I=913
  I=914
  I=915
  I=916
  I=917
  I=918
  I=919
  I=920
  I=921
  I=922
  I=923
  I=924
  I=925
  I=926
  I=927
  I=928
  I=929
  I=930
  I=931
  I=932
  I=933
  I=934
  I=935
  I=936
  I=937
  I=938
  I=939
  I=940
  I=941
  I=942
  I=943
  I=944
  I=945
  I=946
  I=947
  I=948
  I=949
  I=950
  I=951
  I=952
  I=953
  I=954
  I=955
  I=956
  I=957
  I=958
  I=959
  I=960
  I=961
  I=962
  I=963
  I=964
  I=965
  I=966
  I=967
  I=968
  I=969
  I=970
  I=971
  I=972
  I=973
  I=974
  I=975
  I=976
  I=977
  I=978
  I=979
  I=980
  I=981
  I=982
  I=983
  I=984
  I=985
  I=986
  I=987
  I=988
  I=989
  I=990
  I=991
  I=992
  I=993
  I=994
  I=995
  I=996
  I=997
  I=998
  I=999
  I=1000
  END

```



```

1  SUBROUTINE VS
2  POTENTIALUL CREATI DE VENTRICULUL STINGI
3
4  DIMENSION VDC(12,270),CS(12,8),SALV(270),V(8,270)
5  INTEGER VI,TR,TI,TO,TM1,TM2,TM3,IM4,DELTAI,T2,T3,T4,DT6,DT3,DT4,I15
6  ,T25,TMJ,116,126,TM6,117,127,FM7,K,U15,DT6,DT7,118,128,IM8,T19,T29
7  ,TM9,T19,UT10,UT10,DTY,DTY,DTY,DTY,10,T7,T8,TY,T10,IM,DV
8  ,COMMON/VAIE/V0,CS,SALV,V,UI,TK,T,TU,IM1,IM2,IM3,IM4,DELTAI,T2,T3,
9  ,T2,DT3,DIS,DT4,DT5,T25,TM5,T16,T26,IM6,T17,T27,IM7,K,DT5,DT6,DT7,
10 ,T18,T28,IM8,DT9,DT9,T19,DT10,IM10,DT18,DT9,DT10,T5,T6,T7,T8,
11 ,TU,T10,IM,SA,AA,DV,VPT,XP3,XP4,VPT,VP2,N,
12 ,VMAX,MIN,V15,125,V16,V24,V17,V27,V18,V28,V19,V29,D
13 ,I,MTA,DTI,
14 T2(=200)UI
15 HBITF(400,1000),T2(
16 FORMATE(//200Y, //T2E, //I, //)
17
18 IET
19 TR=77-1VBU
20 DO 44 TR=TO,TR,DELTAI
21 VC(,VI)=YU,0
22 IEI++
23 CONTINUE
24 IE(4+AT/2
25 IO(40,IEIR,TI,DELTAI
26 V(,I)=VMH+(VMAX-VMIN)/(17-TR))=(I-IO)
27 IEI++
28 CONTINUE
29 IE(9+AT/5
30 DO 44 TR=TO,TR,DELTAI
31 TCMT=7
32 FYAE(04(-VMIN)/K
33 FYBE(02(-VMIN)/K
34 AERY(03FAA)
35 HERY(03FAB)
36 V(,I)=VMAX-YU,0-V17)*EAPM-(AM*ATC)+VMIN+K*ALUB(A-(A-B)/(T27-T7))
37 ,TU)
38 IEI++
39 CONTINUE
40 IE(14+AT/5
41 DO 44 TR=TO,TR,DELTAI
42 TCMT=7
43 UBE(02(V1(-V2))/K)-1,
44 FE(K)/V(V27-VMH)
45 ALPHA=VMH-(V2(-VMIN))*EAPM*(C*(12(-I-IO))/(T27-IO))
46 V(,I)=ALPB
47 ,FAI,FAE,-YU, ) V(5,I)=YU,
48 IEI++
49 CONTINUE
50 HBITF(400,46) V(5,I),I=IOIN)
51 FORMATE(//200Y, //I, //5(SX, //E12,4, SX))
52 RETURN
53

```

PROGRAM DE CALCUL AL POTENTIALULUI CARDIAC DIN
INREGISTRARILE ELECTROCARDIOGRAFICE

```

1 SUBROUTINE VDI
2   POTENTIALUL CREATI DE VENTRICULUL DREPTI
3
4   UMMEIUM VD(16,27U),CS(176,8),SALV(2,U),V(8,27U)
5   INTEGER V1,TK,T1,T0,TM7,IM2,IM3,FM4,DELTA,T2,T3,T4,DT3,DT4,T15
6   * T25,TM2,IM16,126,TM6,T17,127,TM7,K,UI3,DT6,DT7,118,T28,119,T29
7   * TM9,T10,DT8,DT9,DT10,T5,T6,T7,T8,T9,TM2,FM3,IM4,DM,DV
8   * COMMON/VATE/VU,CS,SALV,V,DT,TK,TU,IM1,TM2,FM3,IM4,DELTA,T2,T3,
9   * T4,DT2,DT3,DT4,T15,T25,TM5,IM10,T20,FM6,T17,T27,IM7,K,DT5,DT6,DT7,
10  * T18,T28,IM9,T19,T29,TM9,T11,T21,T10,IM10,DT8,DT9,DT10,T5,T6,T7,T8,
11  * T9,T10,IM,CAMA,OV,XP1,XP2,XP3,XP4,VP1,VP2,N
12  * VMAX,VMIN,V15,V25,V10,V26,V17,V27,V18,V28,V19,V29,N
13  T28=200+D1
14  I=1
15  TR=TK-1000
16  NPITEP(406,50) 18,T18,T28,IM8,TK
17  PUKMAT(17,3X,MT8=,13,176=,13,3X,168=,14,3X,178=,14,3X,TR=
18  * ,13)
19  DO 51 TMU,TK,DELTA
20  V(0,1)=90.0
21  IEI=1
22  CONTINUE
23  I=BBG+1/219,TU,DELTA
24  DO 60 I=VMIN+(VMAX-VMIN)/(18-TR)/=(1-TR)
25  V(0,I)=VMIN+(VMAX-VMIN)/18-TR
26  IEI=1
27  CONTINUE
28  I=1+1/219,TU,DELTA
29  DO 52 I=18,T25,DELTA
30  TCET=90
31  EXAB(10)=VMIN/K
32  EXBE(10)=VMIN/K
33  AEXY(1,1)=A
34  PEXY(1,1)=A
35  V10,I)=VMAX-10*(U-V10)=EXPI-GAMA*(U)+VMIN+K*ALU(U)-(1A-B)/(T28-T8)
36  I)=TCI
37  IEI=1
38  CONTINUE
39  I=175+1/219,TU,DELTA
40  DO 53 I=126,T0,DELTA
41  TCET=90
42  EXAB(10)=V10-V20)/(K)-1,
43  EXBE(10)=V10-V20)/(K)-1
44  ALPHEUMANO(V20-VMIN)=EXP(1-C*(T28-10-TC)/(T28-10))
45  V10,I)=ALPHEUMANO(V20-VMIN)
46  I)=ALPHEUMANO(V20-VMIN)
47  IEI=1
48  CONTINUE
49
50  WKAT(10)=54) 1V(16,17,18,19)
51  FORM(1)=77,30V, 1A9, //,5(3Y, 0VB=,516,4),5Y)
52  RETURN
53
54
55
56
57
58
59
60

```

V.02.02.00 000000 22/10/81 11.10.09

```

1  SUBROUTINE VSC
2  C
3  C
4  C
5  C
6  C
7  C
8  C
9  C
10 C
11 C
12 C
13 C
14 C
15 C
16 C
17 C
18 C
19 C
20 C
21 C
22 C
23 C
24 C
25 C
26 C
27 C
28 C
29 C
30 C
31 C
32 C
33 C
34 C
35 C
36 C
37 C
38 C
39 C
40 C
41 C
42 C
43 C
44 C
45 C
46 C
47 C
48 C
49 C
50 C
51 C
52 C
53 C
54 C
55 C
56 C
57 C
58 C
59 C
60 C
61 C
62 C
63 C
64 C
65 C
66 C
67 C
68 C
69 C
70 C
71 C
72 C
73 C
74 C
75 C
76 C
77 C
78 C
79 C
80 C
81 C
82 C
83 C
84 C
85 C
86 C
87 C
88 C
89 C
90 C
91 C
92 C
93 C
94 C
95 C
96 C
97 C
98 C
99 C
100 C
101 C
102 C
103 C
104 C
105 C
106 C
107 C
108 C
109 C
110 C
111 C
112 C
113 C
114 C
115 C
116 C
117 C
118 C
119 C
120 C
121 C
122 C
123 C
124 C
125 C
126 C
127 C
128 C
129 C
130 C
131 C
132 C
133 C
134 C
135 C
136 C
137 C
138 C
139 C
140 C
141 C
142 C
143 C
144 C
145 C
146 C
147 C
148 C
149 C
150 C
151 C
152 C
153 C
154 C
155 C
156 C
157 C
158 C
159 C
160 C
161 C
162 C
163 C
164 C
165 C
166 C
167 C
168 C
169 C
170 C
171 C
172 C
173 C
174 C
175 C
176 C
177 C
178 C
179 C
180 C
181 C
182 C
183 C
184 C
185 C
186 C
187 C
188 C
189 C
190 C
191 C
192 C
193 C
194 C
195 C
196 C
197 C
198 C
199 C
200 C
201 C
202 C
203 C
204 C
205 C
206 C
207 C
208 C
209 C
210 C
211 C
212 C
213 C
214 C
215 C
216 C
217 C
218 C
219 C
220 C
221 C
222 C
223 C
224 C
225 C
226 C
227 C
228 C
229 C
230 C
231 C
232 C
233 C
234 C
235 C
236 C
237 C
238 C
239 C
240 C
241 C
242 C
243 C
244 C
245 C
246 C
247 C
248 C
249 C
250 C
251 C
252 C
253 C
254 C
255 C
256 C
257 C
258 C
259 C
260 C
261 C
262 C
263 C
264 C
265 C
266 C
267 C
268 C
269 C
270 C
271 C
272 C
273 C
274 C
275 C
276 C
277 C
278 C
279 C
280 C
281 C
282 C
283 C
284 C
285 C
286 C
287 C
288 C
289 C
290 C
291 C
292 C
293 C
294 C
295 C
296 C
297 C
298 C
299 C
300 C
301 C
302 C
303 C
304 C
305 C
306 C
307 C
308 C
309 C
310 C
311 C
312 C
313 C
314 C
315 C
316 C
317 C
318 C
319 C
320 C
321 C
322 C
323 C
324 C
325 C
326 C
327 C
328 C
329 C
330 C
331 C
332 C
333 C
334 C
335 C
336 C
337 C
338 C
339 C
340 C
341 C
342 C
343 C
344 C
345 C
346 C
347 C
348 C
349 C
350 C
351 C
352 C
353 C
354 C
355 C
356 C
357 C
358 C
359 C
360 C
361 C
362 C
363 C
364 C
365 C
366 C
367 C
368 C
369 C
370 C
371 C
372 C
373 C
374 C
375 C
376 C
377 C
378 C
379 C
380 C
381 C
382 C
383 C
384 C
385 C
386 C
387 C
388 C
389 C
390 C
391 C
392 C
393 C
394 C
395 C
396 C
397 C
398 C
399 C
400 C
401 C
402 C
403 C
404 C
405 C
406 C
407 C
408 C
409 C
410 C
411 C
412 C
413 C
414 C
415 C
416 C
417 C
418 C
419 C
420 C
421 C
422 C
423 C
424 C
425 C
426 C
427 C
428 C
429 C
430 C
431 C
432 C
433 C
434 C
435 C
436 C
437 C
438 C
439 C
440 C
441 C
442 C
443 C
444 C
445 C
446 C
447 C
448 C
449 C
450 C
451 C
452 C
453 C
454 C
455 C
456 C
457 C
458 C
459 C
460 C
461 C
462 C
463 C
464 C
465 C
466 C
467 C
468 C
469 C
470 C
471 C
472 C
473 C
474 C
475 C
476 C
477 C
478 C
479 C
480 C
481 C
482 C
483 C
484 C
485 C
486 C
487 C
488 C
489 C
490 C
491 C
492 C
493 C
494 C
495 C
496 C
497 C
498 C
499 C
500 C
501 C
502 C
503 C
504 C
505 C
506 C
507 C
508 C
509 C
510 C
511 C
512 C
513 C
514 C
515 C
516 C
517 C
518 C
519 C
520 C
521 C
522 C
523 C
524 C
525 C
526 C
527 C
528 C
529 C
530 C
531 C
532 C
533 C
534 C
535 C
536 C
537 C
538 C
539 C
540 C
541 C
542 C
543 C
544 C
545 C
546 C
547 C
548 C
549 C
550 C
551 C
552 C
553 C
554 C
555 C
556 C
557 C
558 C
559 C
560 C
561 C
562 C
563 C
564 C
565 C
566 C
567 C
568 C
569 C
570 C
571 C
572 C
573 C
574 C
575 C
576 C
577 C
578 C
579 C
580 C
581 C
582 C
583 C
584 C
585 C
586 C
587 C
588 C
589 C
590 C
591 C
592 C
593 C
594 C
595 C
596 C
597 C
598 C
599 C
600 C
601 C
602 C
603 C
604 C
605 C
606 C
607 C
608 C
609 C
610 C
611 C
612 C
613 C
614 C
615 C
616 C
617 C
618 C
619 C
620 C
621 C
622 C
623 C
624 C
625 C
626 C
627 C
628 C
629 C
630 C
631 C
632 C
633 C
634 C
635 C
636 C
637 C
638 C
639 C
640 C
641 C
642 C
643 C
644 C
645 C
646 C
647 C
648 C
649 C
650 C
651 C
652 C
653 C
654 C
655 C
656 C
657 C
658 C
659 C
660 C
661 C
662 C
663 C
664 C
665 C
666 C
667 C
668 C
669 C
670 C
671 C
672 C
673 C
674 C
675 C
676 C
677 C
678 C
679 C
680 C
681 C
682 C
683 C
684 C
685 C
686 C
687 C
688 C
689 C
690 C
691 C
692 C
693 C
694 C
695 C
696 C
697 C
698 C
699 C
700 C
701 C
702 C
703 C
704 C
705 C
706 C
707 C
708 C
709 C
710 C
711 C
712 C
713 C
714 C
715 C
716 C
717 C
718 C
719 C
720 C
721 C
722 C
723 C
724 C
725 C
726 C
727 C
728 C
729 C
730 C
731 C
732 C
733 C
734 C
735 C
736 C
737 C
738 C
739 C
740 C
741 C
742 C
743 C
744 C
745 C
746 C
747 C
748 C
749 C
750 C
751 C
752 C
753 C
754 C
755 C
756 C
757 C
758 C
759 C
760 C
761 C
762 C
763 C
764 C
765 C
766 C
767 C
768 C
769 C
770 C
771 C
772 C
773 C
774 C
775 C
776 C
777 C
778 C
779 C
780 C
781 C
782 C
783 C
784 C
785 C
786 C
787 C
788 C
789 C
790 C
791 C
792 C
793 C
794 C
795 C
796 C
797 C
798 C
799 C
800 C
801 C
802 C
803 C
804 C
805 C
806 C
807 C
808 C
809 C
810 C
811 C
812 C
813 C
814 C
815 C
816 C
817 C
818 C
819 C
820 C
821 C
822 C
823 C
824 C
825 C
826 C
827 C
828 C
829 C
830 C
831 C
832 C
833 C
834 C
835 C
836 C
837 C
838 C
839 C
840 C
841 C
842 C
843 C
844 C
845 C
846 C
847 C
848 C
849 C
850 C
851 C
852 C
853 C
854 C
855 C
856 C
857 C
858 C
859 C
860 C
861 C
862 C
863 C
864 C
865 C
866 C
867 C
868 C
869 C
870 C
871 C
872 C
873 C
874 C
875 C
876 C
877 C
878 C
879 C
880 C
881 C
882 C
883 C
884 C
885 C
886 C
887 C
888 C
889 C
890 C
891 C
892 C
893 C
894 C
895 C
896 C
897 C
898 C
899 C
900 C
901 C
902 C
903 C
904 C
905 C
906 C
907 C
908 C
909 C
910 C
911 C
912 C
913 C
914 C
915 C
916 C
917 C
918 C
919 C
920 C
921 C
922 C
923 C
924 C
925 C
926 C
927 C
928 C
929 C
930 C
931 C
932 C
933 C
934 C
935 C
936 C
937 C
938 C
939 C
940 C
941 C
942 C
943 C
944 C
945 C
946 C
947 C
948 C
949 C
950 C
951 C
952 C
953 C
954 C
955 C
956 C
957 C
958 C
959 C
960 C
961 C
962 C
963 C
964 C
965 C
966 C
967 C
968 C
969 C
970 C
971 C
972 C
973 C
974 C
975 C
976 C
977 C
978 C
979 C
980 C
981 C
982 C
983 C
984 C
985 C
986 C
987 C
988 C
989 C
990 C
991 C
992 C
993 C
994 C
995 C
996 C
997 C
998 C
999 C
1000 C

```


PROGRAMUL DE CALCUL AL POTENTIALULUI CARDIAC DIN
INREGISTRARILE ELECTROCARDIOGRAFICE

020600 22/10/81 11.29.02

020600

020600

```

PROGRAM CENTRY DETERMINAREA POTENTIALULUI DE ACTIUNE CARDIAC
DIM IPEVASSTRANKILE ELECTROCARDIOGRAFICE
DIM CALCULII COEFFICIENTILOR MATRICII DE TRANSFER
DIM X(4), Y(9), Z(4), CUSALFA(8), CUSBETA(8), CUSGAMA(8), C(Y,8),
CUB(8), V(70,8), IAH(04), B(8), A(8,8), SCAM(8)
DIM XEAD(4), YZ, CUSALFA, CUSBETA, CUSGAMA, G
1 FORMATE(5, YF8, 2, 7), 3(XF13, 5, /), 8F(8, 5)
2 FORMATE(100, 2), X(I), I=1, Y), (Z(I), I=1, Y)
3 FORMATE(77, 60X, 2, CCONPD PUNCTELOR, /, X, /, 5, /, 3X, Y:
4 FORMATE(100, 5), CUSALFA(I), I=1, 8), (CUSBETA(I), I=1, 8), (CUSGAMA(I),
I=1, 8)
5 FORMATE(77, 50X, 2, COS, /, 16X, AD, BA, AS, 8X, 51)
6 7X, 51, 7X, V81, 7X, VS2, 7X, VD2, /, 3X, CUSALFA, 8F10, 4
7 7, 3Y, CUSBETA, 6F10, 4, /, 3X, CUSGAMA, 8F10, 4)
8 FORMATE(77, 10X, 2, G, /, 9F10, 5)
9 DO 5 I=1, 8
10 S YE1, Y
11 YE1, CUSALFA(J)*X(I)+CUSBETA(J)*Y(I)+CUSGAMA(J)*Z(I))/(72, 50)
12 ((A(I)+C*Y(I)*Z(I)+Z(I)*Z(I)+*7, 5))
13 DO 6 I=1, 8
14 DO 7 J=1, 8
15 DO 8 K=1, 8
16 DO 9 L=1, 8
17 DO 10 M=1, 8
18 DO 11 N=1, 8
19 DO 12 O=1, 8
20 DO 13 P=1, 8
21 DO 14 Q=1, 8
22 DO 15 R=1, 8
23 DO 16 S=1, 8
24 DO 17 T=1, 8
25 DO 18 U=1, 8
26 DO 19 V=1, 8
27 DO 20 W=1, 8
28 DO 21 X=1, 8
29 DO 22 Y=1, 8
30 DO 23 Z=1, 8
31 DO 24 AA=1, 8
32 DO 25 AB=1, 8
33 DO 26 AC=1, 8
34 DO 27 AD=1, 8
35 DO 28 AE=1, 8
36 DO 29 AF=1, 8
37 DO 30 AG=1, 8
38 DO 31 AH=1, 8
39 DO 32 AI=1, 8
40 DO 33 AJ=1, 8
41 DO 34 AK=1, 8
42 DO 35 AL=1, 8
43 DO 36 AM=1, 8
44 DO 37 AN=1, 8
45 DO 38 AO=1, 8
46 DO 39 AP=1, 8
47 DO 40 AQ=1, 8
48 DO 41 AR=1, 8
49 DO 42 AS=1, 8
50 DO 43 AT=1, 8
51 DO 44 AU=1, 8
52 DO 45 AV=1, 8
53 DO 46 AW=1, 8
54 DO 48 AX=1, 8
55 DO 49 AY=1, 8
56 DO 50 AZ=1, 8
57 DO 51 BA=1, 8
58 DO 52 BB=1, 8
59 DO 53 BC=1, 8
60 DO 54 BD=1, 8
61 DO 55 BE=1, 8
62 DO 56 BF=1, 8
63 DO 57 BG=1, 8
64 DO 58 BH=1, 8
65 DO 59 BI=1, 8
66 DO 60 BJ=1, 8
67 DO 61 BK=1, 8
68 DO 62 BL=1, 8
69 DO 63 BM=1, 8
70 DO 64 BN=1, 8
71 DO 65 BO=1, 8
72 DO 66 BP=1, 8
73 DO 67 BQ=1, 8
74 DO 68 BR=1, 8
75 DO 69 BS=1, 8
76 DO 70 BT=1, 8
77 DO 71 BU=1, 8
78 DO 72 BV=1, 8
79 DO 73 BW=1, 8
80 DO 74 BX=1, 8
81 DO 75 BY=1, 8
82 DO 76 BZ=1, 8
83 DO 77 CA=1, 8
84 DO 78 CB=1, 8
85 DO 79 CC=1, 8
86 DO 80 CD=1, 8
87 DO 81 CE=1, 8
88 DO 82 CF=1, 8
89 DO 83 CG=1, 8
90 DO 84 CH=1, 8
91 DO 85 CI=1, 8
92 DO 86 CJ=1, 8
93 DO 87 CK=1, 8
94 DO 88 CL=1, 8
95 DO 89 CM=1, 8
96 DO 90 CN=1, 8
97 DO 91 CO=1, 8
98 DO 92 CP=1, 8
99 DO 93 CQ=1, 8
100 DO 94 CR=1, 8
101 DO 95 CS=1, 8
102 DO 96 CT=1, 8
103 DO 97 CU=1, 8
104 DO 98 CV=1, 8
105 DO 99 CW=1, 8
106 DO 100 CX=1, 8
107 DO 101 CY=1, 8
108 DO 102 CZ=1, 8
109 DO 103 DA=1, 8
110 DO 104 DB=1, 8
111 DO 105 DC=1, 8
112 DO 106 DD=1, 8
113 DO 107 DE=1, 8
114 DO 108 DF=1, 8
115 DO 109 DG=1, 8
116 DO 110 DH=1, 8
117 DO 111 DI=1, 8
118 DO 112 DJ=1, 8
119 DO 113 DK=1, 8
120 DO 114 DL=1, 8
121 DO 115 DM=1, 8
122 DO 116 DN=1, 8
123 DO 117 DO=1, 8
124 DO 118 DP=1, 8
125 DO 119 DQ=1, 8
126 DO 120 DR=1, 8
127 DO 121 DS=1, 8
128 DO 122 DT=1, 8
129 DO 123 DU=1, 8
130 DO 124 DV=1, 8
131 DO 125 DW=1, 8
132 DO 126 DX=1, 8
133 DO 127 DY=1, 8
134 DO 128 DZ=1, 8
135 DO 129 EA=1, 8
136 DO 130 EB=1, 8
137 DO 131 EC=1, 8
138 DO 132 ED=1, 8
139 DO 133 EE=1, 8
140 DO 134 EF=1, 8
141 DO 135 EG=1, 8
142 DO 136 EH=1, 8
143 DO 137 EI=1, 8
144 DO 138 EJ=1, 8
145 DO 139 EK=1, 8
146 DO 140 EL=1, 8
147 DO 141 EM=1, 8
148 DO 142 EN=1, 8
149 DO 143 EO=1, 8
150 DO 144 EP=1, 8
151 DO 145 EQ=1, 8
152 DO 146 ER=1, 8
153 DO 147 ES=1, 8
154 DO 148 ET=1, 8
155 DO 149 EU=1, 8
156 DO 150 EV=1, 8
157 DO 151 EW=1, 8
158 DO 152 EX=1, 8
159 DO 153 EY=1, 8
160 DO 154 EZ=1, 8
161 DO 155 FA=1, 8
162 DO 156 FB=1, 8
163 DO 157 FC=1, 8
164 DO 158 FD=1, 8
165 DO 159 FE=1, 8
166 DO 160 FF=1, 8
167 DO 161 FG=1, 8
168 DO 162 FH=1, 8
169 DO 163 FI=1, 8
170 DO 164 FJ=1, 8
171 DO 165 FK=1, 8
172 DO 166 FL=1, 8
173 DO 167 FM=1, 8
174 DO 168 FN=1, 8
175 DO 169 FO=1, 8
176 DO 170 FP=1, 8
177 DO 171 FQ=1, 8
178 DO 172 FR=1, 8
179 DO 173 FS=1, 8
180 DO 174 FT=1, 8
181 DO 175 FU=1, 8
182 DO 176 FV=1, 8
183 DO 177 FW=1, 8
184 DO 178 FX=1, 8
185 DO 179 FY=1, 8
186 DO 180 FZ=1, 8
187 DO 181 GA=1, 8
188 DO 182 GB=1, 8
189 DO 183 GC=1, 8
190 DO 184 GD=1, 8
191 DO 185 GE=1, 8
192 DO 186 GF=1, 8
193 DO 187 GG=1, 8
194 DO 188 GH=1, 8
195 DO 189 GI=1, 8
196 DO 190 GJ=1, 8
197 DO 191 GK=1, 8
198 DO 192 GL=1, 8
199 DO 193 GM=1, 8
200 DO 194 GN=1, 8
201 DO 195 GO=1, 8
202 DO 196 GP=1, 8
203 DO 197 GQ=1, 8
204 DO 198 GR=1, 8
205 DO 199 GS=1, 8
206 DO 200 GT=1, 8
207 DO 201 GU=1, 8
208 DO 202 GV=1, 8
209 DO 203 GW=1, 8
210 DO 204 GX=1, 8
211 DO 205 GY=1, 8
212 DO 206 GZ=1, 8
213 DO 207 HA=1, 8
214 DO 208 HB=1, 8
215 DO 209 HC=1, 8
216 DO 210 HD=1, 8
217 DO 211 HE=1, 8
218 DO 212 HF=1, 8
219 DO 213 HG=1, 8
220 DO 214 HH=1, 8
221 DO 215 HI=1, 8
222 DO 216 HJ=1, 8
223 DO 217 HK=1, 8
224 DO 218 HL=1, 8
225 DO 219 HM=1, 8
226 DO 220 HN=1, 8
227 DO 221 HO=1, 8
228 DO 222 HP=1, 8
229 DO 223 HQ=1, 8
230 DO 224 HR=1, 8
231 DO 225 HS=1, 8
232 DO 226 HT=1, 8
233 DO 227 HU=1, 8
234 DO 228 HV=1, 8
235 DO 229 HW=1, 8
236 DO 230 HX=1, 8
237 DO 231 HY=1, 8
238 DO 232 HZ=1, 8
239 DO 233 IA=1, 8
240 DO 234 IB=1, 8
241 DO 235 IC=1, 8
242 DO 236 ID=1, 8
243 DO 237 IE=1, 8
244 DO 238 IF=1, 8
245 DO 239 IG=1, 8
246 DO 240 IH=1, 8
247 DO 241 II=1, 8
248 DO 242 IJ=1, 8
249 DO 243 IK=1, 8
250 DO 244 IL=1, 8
251 DO 245 IM=1, 8
252 DO 246 IN=1, 8
253 DO 247 IO=1, 8
254 DO 248 IP=1, 8
255 DO 249 IQ=1, 8
256 DO 250 IR=1, 8
257 DO 251 IS=1, 8
258 DO 252 IT=1, 8
259 DO 253 IU=1, 8
260 DO 254 IV=1, 8
261 DO 255 IW=1, 8
262 DO 256 IX=1, 8
263 DO 257 IY=1, 8
264 DO 258 IZ=1, 8
265 DO 259 JA=1, 8
266 DO 260 JB=1, 8
267 DO 261 JC=1, 8
268 DO 262 JD=1, 8
269 DO 263 JE=1, 8
270 DO 264 JF=1, 8
271 DO 265 JG=1, 8
272 DO 266 JH=1, 8
273 DO 267 JI=1, 8
274 DO 268 JJ=1, 8
275 DO 269 JK=1, 8
276 DO 270 JL=1, 8
277 DO 271 JM=1, 8
278 DO 272 JN=1, 8
279 DO 273 JO=1, 8
280 DO 274 JP=1, 8
281 DO 275 JQ=1, 8
282 DO 276 JR=1, 8
283 DO 277 JS=1, 8
284 DO 278 JT=1, 8
285 DO 279 JU=1, 8
286 DO 280 JV=1, 8
287 DO 281 JW=1, 8
288 DO 282 JX=1, 8
289 DO 283 JY=1, 8
290 DO 284 JZ=1, 8
291 DO 285 KA=1, 8
292 DO 286 KB=1, 8
293 DO 287 KC=1, 8
294 DO 288 KD=1, 8
295 DO 289 KE=1, 8
296 DO 290 KF=1, 8
297 DO 291 KG=1, 8
298 DO 292 KH=1, 8
299 DO 293 KI=1, 8
300 DO 294 KJ=1, 8
301 DO 295 KK=1, 8
302 DO 296 KL=1, 8
303 DO 297 KM=1, 8
304 DO 298 KN=1, 8
305 DO 299 KO=1, 8
306 DO 300 KP=1, 8
307 DO 301 KQ=1, 8
308 DO 302 KR=1, 8
309 DO 303 KS=1, 8
310 DO 304 KT=1, 8
311 DO 305 KU=1, 8
312 DO 306 KV=1, 8
313 DO 307 KW=1, 8
314 DO 308 KX=1, 8
315 DO 309 KY=1, 8
316 DO 310 KZ=1, 8
317 DO 311 LA=1, 8
318 DO 312 LB=1, 8
319 DO 313 LC=1, 8
320 DO 314 LD=1, 8
321 DO 315 LE=1, 8
322 DO 316 LF=1, 8
323 DO 317 LG=1, 8
324 DO 318 LH=1, 8
325 DO 319 LI=1, 8
326 DO 320 LJ=1, 8
327 DO 321 LK=1, 8
328 DO 322 LL=1, 8
329 DO 323 LM=1, 8
330 DO 324 LN=1, 8
331 DO 325 LO=1, 8
332 DO 326 LP=1, 8
333 DO 327 LQ=1, 8
334 DO 328 LR=1, 8
335 DO 329 LS=1, 8
336 DO 330 LT=1, 8
337 DO 331 LU=1, 8
338 DO 332 LV=1, 8
339 DO 333 LW=1, 8
340 DO 334 LX=1, 8
341 DO 335 LY=1, 8
342 DO 336 LZ=1, 8
343 DO 337 MA=1, 8
344 DO 338 MB=1, 8
345 DO 339 MC=1, 8
346 DO 340 MD=1, 8
347 DO 341 ME=1, 8
348 DO 342 MF=1, 8
349 DO 343 MG=1, 8
350 DO 344 MH=1, 8
351 DO 345 MI=1, 8
352 DO 346 MJ=1, 8
353 DO 347 MK=1, 8
354 DO 348 ML=1, 8
355 DO 349 MM=1, 8
356 DO 350 MN=1, 8
357 DO 351 MO=1, 8
358 DO 352 MP=1, 8
359 DO 353 MQ=1, 8
360 DO 354 MR=1, 8
361 DO 355 MS=1, 8
362 DO 356 MT=1, 8
363 DO 357 MU=1, 8
364 DO 358 MV=1, 8
365 DO 359 MW=1, 8
366 DO 360 MX=1, 8
367 DO 361 MY=1, 8
368 DO 362 MZ=1, 8
369 DO 363 NA=1, 8
370 DO 364 NB=1, 8
371 DO 365 NC=1, 8
372 DO 366 ND=1, 8
373 DO 367 NE=1, 8
374 DO 368 NF=1, 8
375 DO 369 NG=1, 8
376 DO 370 NH=1, 8
377 DO 371 NI=1, 8
378 DO 372 NJ=1, 8
379 DO 373 NK=1, 8
380 DO 374 NL=1, 8
381 DO 375 NM=1, 8
382 DO 376 NN=1, 8
383 DO 377 NO=1, 8
384 DO 378 NP=1, 8
385 DO 379 NQ=1, 8
386 DO 380 NR=1, 8
387 DO 381 NS=1, 8
388 DO 382 NT=1, 8
389 DO 383 NU=1, 8
390 DO 384 NV=1, 8
391 DO 385 NW=1, 8
392 DO 386 NX=1, 8
393 DO 387 NY=1, 8
394 DO 388 NZ=1, 8
395 DO 389 OA=1, 8
396 DO 390 OB=1, 8
397 DO 391 OC=1, 8
398 DO 392 OD=1, 8
399 DO 393 OE=1, 8
400 DO 394 OF=1, 8
401 DO 395 OG=1, 8
402 DO 396 OH=1, 8
403 DO 397 OI=1, 8
404 DO 398 OJ=1, 8
405 DO 399 OK=1, 8
406 DO 400 OL=1, 8
407 DO 401 OM=1, 8
408 DO 402 ON=1, 8
409 DO 403 OO=1, 8
410 DO 404 OP=1, 8
411 DO 405 OQ=1, 8
412 DO 406 OR=1, 8
413 DO 407 OS=1, 8
414 DO 408 OT=1, 8
415 DO 409 OU=1, 8
416 DO 410 OV=1, 8
417 DO 411 OW=1, 8
418 DO 412 OX=1, 8
419 DO 413 OY=1, 8
420 DO 414 OZ=1, 8
421 DO 415 PA=1, 8
422 DO 416 PB=1, 8
423 DO 417 PC=1, 8
424 DO 418 PD=1, 8
425 DO 419 PE=1, 8
426 DO 420 PF=1, 8
427 DO 421 PG=1, 8
428 DO 422 PH=1, 8
429 DO 423 PI=1, 8
430 DO 424 PJ=1, 8
431 DO 425 PK=1, 8
432 DO 426 PL=1, 8
433 DO 427 PM=1, 8
434 DO 428 PN=1, 8
435 DO 429 PO=1, 8
436 DO 430 PP=1, 8
437 DO 431 PQ=1, 8
438 DO 432 PR=1, 8
439 DO 433 PS=1, 8
440 DO 434 PT=1, 8
441 DO 435 PU=1, 8
442 DO 436 PV=1, 8
443 DO 437 PW=1, 8
444 DO 438 PX=1, 8
445 DO 439 PY=1, 8
446 DO 440 PZ=1, 8
447 DO 441 QA=1, 8
448 DO 442 QB=1, 8
449 DO 443 QC=1, 8
450 DO 444 QD=1, 8
451 DO 445 QE=1, 8
452 DO 446 QF=1, 8
453 DO 447 QG=1, 8
454 DO 448 QH=1, 8
455 DO 449 QI=1, 8
456 DO 450 QJ=1, 8
457 DO 451 QK=1, 8
458 DO 452 QL=1, 8
459 DO 453 QM=1, 8
460 DO 454 QN=1, 8
461 DO 455 QO=1, 8
462 DO 456 QP=1, 8
463 DO 457 QQ=1, 8
464 DO 458 QR=1, 8
465 DO 459 QS=1, 8
466 DO 460 QT=1, 8
467 DO 461 QU=1, 8
468 DO 462 QV=1, 8
469 DO 463 QW=1, 8
470 DO 464 QX=1, 8
471 DO 465 QY=1, 8
472 DO 466 QZ=1, 8
473 DO 467 RA=1, 8
474 DO 468 RB=1, 8
475 DO 469 RC=1, 8
476 DO 470 RD=1, 8
477 DO 471 RE=1, 8
478 DO 472 RF=1, 8
479 DO 473 RG=1, 8
480 DO 474 RH=1, 8
481 DO 475 RI=1, 8
482 DO 476 RJ=1, 8
483 DO 477 RK=1, 8
484 DO 478 RL=1, 8
485 DO 479 RM=1, 8
486 DO 480 RN=1, 8
487 DO 481 RO=1, 8
488 DO 482 RP=1, 8
489 DO 483 RQ=1, 8
490 DO 484 RR=1, 8
491 DO 485 RS=1, 8
492 DO 486 RT=1, 8
493 DO 487 RU=1, 8
494 DO 488 RV=1, 8
495 DO 489 RW=1, 8
496 DO 490 RX=1, 8
497 DO 491 RY=1, 8
498 DO 492 RZ=1, 8
499 DO 493 SA=1, 8
500 DO 494 SB=1, 8
501 DO 495 SC=1, 8
502 DO 496 SD=1, 8
503 DO 497 SE=1, 8
504 DO 498 SF=1, 8
505 DO 499 SG=1, 8
506 DO 500 SH=1, 8
507 DO 501 SI=1, 8
508 DO 502 SJ=1, 8
509 DO 503 SK=1, 8
510 DO 504 SL=1, 8
511 DO 505 SM=1, 8
512 DO 506 SN=1, 8
513 DO 507 SO=1, 8
514 DO 508 SP=1, 8
515 DO 509 SQ=1, 8
516 DO 510 SR=1, 8
517 DO 511 SS=1, 8
518 DO 512 ST=1, 8
519 DO 513 SU=1, 8
520 DO 514 SV=1, 8
521 DO 515 SW=1, 8
522 DO 516 SX=1, 8
523 DO 517 SY=1, 8
524 DO 518 SZ=1, 8
525 DO 519 TA=1, 8
526 DO 520 TB=1, 8
527 DO 521 TC=1, 8
528 DO 522 TD=1, 8
529 DO 523 TE=1, 8
530 DO 524 TF=1, 8
531 DO 525 TG=1, 8
532 DO 526 TH=1, 8
533 DO 527 TI=1, 8
534 DO 528 TJ=1, 8
535 DO 529 TK=1, 8
536 DO 530 TL=1, 8
537 DO 531 TM=1, 8
538 DO 532 TN=1, 8
539 DO 533 TO=1, 8
540 DO 534 TP=1, 8
541 DO 535 TQ=1, 8
542 DO 536 TR=1, 8
543 DO 537 TS=1, 8
544 DO 538 TT=1, 8
545 DO 539 TU=1, 8
546 DO 540 TV=1, 8
547 DO 541 TW=1, 8
548 DO 542 TX=1, 8
549 DO 543 TY=1, 8
550 DO 544 TZ=1, 8
551 DO 545 UA=1, 8
552 DO 546 UB=1, 8
553 DO 547 UC=1, 8
554 DO 548 UD=1, 8
555 DO 549 UE=1, 8
556 DO 550 UF=1, 8
557 DO 551 UG=1, 8
558 DO 552 UH=1, 8
559 DO 553 UI=1, 8
560 DO 554 UJ=1, 8
561 DO 555 UK=1, 8
562 DO 556 UL=1, 8
563 DO 557 UM=1, 8
564 DO 558 UN=1, 8
565 DO 559 UO=1, 8
566 DO 560 UP=1, 8
567 DO 561 UQ=1, 8
568 DO 562 UR=1, 8
569 DO 563 US=1, 8
570 DO 564 UT=1, 8
571 DO 565 UU=1, 8
572 DO 566 UV=1, 8
573 DO 567 UW=1, 8
574 DO 568 UX=1, 8
575 DO 569 UY=1, 8
576 DO 570 UZ=1, 8
577 DO 571 VA=1, 8
578 DO 572 VB=1, 8
579 DO 573 VC=1, 8
580 DO 574 VD=1, 8
581 DO 575 VE=1, 8
582 DO 576 VF=1, 8
583 DO 577 VG=1, 8
584 DO 578 VH=1, 8
585 DO 579 VI=1, 8
586 DO 580 VJ=1, 8
587 DO 581 VK=1, 8
588 DO 582 VL=1, 8
589 DO 583 VM=1, 8
590 DO 584 VN=1, 8
591 DO 585 VO=1, 8
592 DO 586 VP=1, 8
593 DO 587 VQ=1, 8
594 DO 588 VR=1, 8
595 DO 589 VS=1, 8
596 DO 590 VT=1, 8
597 DO 591 VU=1, 8
598 DO 592 VV=1, 8
599 DO 593 VW=1, 8
600 DO 594 VX=1, 8
601 DO 595 VY=1, 8
602 DO 596 VZ=1, 8
603 DO 597 WA=1, 8
604 DO 598 WB=1, 8
605 DO 599 WC=1, 8
606 DO 600 WD=1, 8
607 DO 601 WE=1, 8
608 DO 602 WF=1, 8
609 DO 603 WG=1, 8
610 DO 604 WH=1, 8
611 DO 605 WI=1, 8
612 DO 606 WJ=1, 8
613 DO 607 WK=1, 8
614 DO 608 WL=1, 8
615 DO 609 WM=1, 8
616 DO 610 WN=1, 8
617 DO 611 WO=1, 8
618 DO 612 WP=1, 8
619 DO 613 WQ=1, 8
620 DO 614 WR=1, 8
621 DO 615 WS=1, 8
622 DO 616 WT=1, 8
623 DO 617 WU=1, 8
624 DO 618 WV=1, 8
625 DO 619 WW=1, 8
626 DO 620 WX=1, 8
627 DO 621 WY=1, 8
628 DO 622 WZ=1, 8
629 DO 623 XA=1, 8
630 DO 624 XB=1, 8
631 DO 625 XC=1, 8
632 DO 626 XD=1, 8
633 DO 627 XE=1, 8
634 DO 628 XF=1, 8
635 DO 629 XG=1, 8
636 DO 630 XH=1, 8
637 DO 631 XI=1, 8
638 DO 632 XJ=1, 8
639 DO 633 XK=1, 8
640 DO 634 XL=1, 8
641 DO 635 XM=1, 8
642 DO 636 XN=1, 8
643 DO 637 XO=1, 8
644 DO 638 XP=1, 8
645 DO 639 XQ=1, 8
646 DO 640 XR=1, 8
647 DO 641 XS=1, 8
648 DO 642 XT=1, 8
649 DO 643 XU=1, 8
650 DO 644 XV=1, 8
651 DO 645 XW=1, 8
652 DO 646 XX=1, 8
653 DO 647 XY=1, 8
654 DO 648 XZ=1, 8
655 DO 649 YA=1, 8
656 DO 650 YB=1, 8
657 DO 651 YC=1, 8
658 DO 652 YD=1, 8
659 DO 653 YE=1, 8
660 DO 654 YF=1, 8
661 DO 655 YG=1, 8
662 DO 656 YH=1, 8
663 DO 657 YI=1, 8
664 DO 658 YJ=1, 8
665 DO 659 YK=1, 8
666 DO 660 YL=1, 8
667 DO 661 YM=1, 8
668 DO 662 YN=1, 8
669 DO 663 YO=1, 8
670 DO 664 YP=1, 8
671 DO 665 YQ=1, 8
672 DO 666 YR=1, 8
673 DO 667 YS=1, 8
674 DO 668 YT=1, 8
675 DO 669 YU=1, 8
676 DO 670 YV=1, 8
677 DO 671 YW=1, 8
678 DO 672 YX=1, 8
679 DO 673 YY=1, 8
680 DO 674 YZ=1, 8
681 DO 675 ZA=1, 8
682 DO 676 ZB=1, 8
683 DO 677 ZC=1, 8
684 DO 678 ZD=1, 8
685 DO 679 ZE=1, 8
686 DO 680 ZF=1, 8
687 DO 681 ZG=1, 8
688 DO 682 ZH=1, 8
689 DO 683 ZI=1, 8
690 DO 684 ZJ=1, 8
691 DO 685 ZK=1, 8
692 DO 686 ZL=1, 8
693 DO 687 ZM=1, 8
694 DO 688 ZN=1, 8
695 DO 689 ZO=1, 8
696 DO 690 ZP=1, 8
697 DO 691 ZQ=1, 8
698 DO 692 ZR=1, 8
699 DO 693 ZS=1, 8
700 DO 694 ZT=1, 8
701 DO 695 ZU=1, 8
702 DO 696 ZV=1, 8
703 DO 697 ZW=1, 8
704 DO 698 ZX=1, 8
705 DO 699 ZY=1, 8
706 DO 700 ZZ=1, 8

```


B I B L I O G R A F I E

1. Arthur, R.M.,
Geselowitz, D.B. Effect of inhomogeneities on the apparent location and magnitude of a cardiac current dipole source. IEEE Trans. on biom.eng., vol.17, no.2, April 1970, p.141-146.
2. Baker, L.F.,
Coulter, T.W.,
Bourland, J.D. Simple versatile instrument for measuring impedance changes accompanying physiological events. Med and biol.eng. March 1974, p.211-229.
3. Barnard, A.C.,
Duck, I.M.,
Lynn, M.S. The application of electromagnetic theory to electrocardiography. I Bioph. Journ., vol.6, 1967, p.443-462.
4. Barnard, A.C.,
s.a. The application of electromagnetic theory to electrocardiography. II Bioph. Journ., vol.7, 1967, p.463-491.
5. Barr, R.C.,
Pilkington, T.C.,
Baineau, J.P. Determining surface potentials from current dipoles with application to electrocardiography. IEEE Trans. on biom.eng., vol.13, no.2, April 1966, p.88-92.
6. Barr, R.C.,
Pilkington, T.C., Computing inverse solutions for an on off heart model. IEEE Trans. on biom. eng., vol.16, no.3, July 1969, p.205-214.
7. Barr, R.C.,
Pilkington, T.C.,
Boineau, J.P., An inverse electrocardiographic solution with an on off model. IEEE Trans. on biom.eng., vol.17, no.1, Jan.1970, p.49-57.
8. Barr, R.C.,
Spach, M.S.,
Giddens, G.S.H. Selection of the number and position of measuring locations for electrocardiography. IEEE Trans. on biom.eng. vol.18, no.2, March 1971, p.125-138.
9. Barr, R.C., Relating epicardial to body surface po-

- Ramsey, M.,
Spach, M.S. potential distributions by means of transfer coefficients based on geometry measurements. IEEE Trans.on biom.eng.
10. Bertolaccini, M.,
Bussolati, C.,
Padovini, G. A nonlinear filtering technique for the identification of biological signals. IEEE Trans.on.biom.eng.vol.25, no.2, March 1978, p.159-165.
11. Bonner, R.E.,
Schwetman, H.D. Computer diagnosis of electrocardiogram a computer program for EKG measurement. Comp.and biom.res. no.1, 1968, p.366-386.
12. Briller, S.A.,
Geselowitz, D.B. The electrical interaction between artificial pacemakers and patients, with applications to electrocardiography. Amer. heart. J., 1966, vol.17, p.656.
13. Burger, H.C.,
Van Dougen Specific electric resistance of body tissues. Phys.Med.Biol., 1961, vol.5, p.271.
14. Burger, H.C.,
Van Milen, Heart vector and leads. British heart J., no.8, 1946, p.157.
15. Burrus, G.S.,
Parks, T.W.,
Wattyr, T.B. A digital parameter identification technique applied to biological signals. IEEE Trans.on biom.eng.vol.18, no.1, Jan 1971, p.35-37.
16. Cook, A.M.,
Simes, J.G. A simple heart model designed to demonstrate biological system simulation. IEEE Trans.on biom.eng., vol.19, March 1972, p.97-100.
17. Cuffin, B.N.,
Geselowitz, D.B. Studies of the electrocardiogram using realistic cardiac and torso model. IEEE Trans.on biom.eng., vol.24, no.3, May 1977, p.242-252.
18. Clynes, M.,
Milsom, J.H., Biomedical engineering systems. McGraw Hill book Co. 1970.

19. Deswysen, B.A. Parameter estimation of a simple model of the left ventricle and of the systemic vascular bed, with particular attention to the physical meaning of the left ventricular parameters. IEEE Trans. on biom. eng. vol.24, no.1, Jan. 1977, p.29-39.
20. Dorn, W.S.,
McCrachen, D.D. Metode numerice cu programe Fortran IV. Ed. tehnică, București, 1967.
21. Durrer, D. ș.a. Total excitation of the isolated human heart. Circul., vol.16, July 1970, p.899-912.
22. Durrer, D. ș.a. Electrical activation and membrane action potentials of perfused normal heart. Circul., no.34, 1966, p.92-98.
23. Fee, Mc.,
Baub, G.M., Research in electrocardiography and magnetocardiography. Proc. of IEEE vol. 60, 1972, p.290-321.
24. Feldman, C.L.,
ș.a. Computer detection of ventricular ectopic beats. Comp. and biom. res. no.3, 1971, p.666-674.
25. Frank, E. Electric potential produced by two point currents sources in homogeneous conducting sphere. Journ. of app. phys. no.23, 1962, p.1225.
26. Frank, E. The zero potential contour on a homogeneous conductivity cylinder. IRE Trans. PGME, no.1, 1953, p.27.
27. Freeny, S.L. Special purpose hardware for digital filtering. Proc. of IRE, vol.63, no.4, april 1975, p.633-648.
28. Gabor, D.,
Nelson, C.V. Determination of the resultant dipole of the heart from measurements on the

- body surface. J. of applied physics, vol.25, April 1954, p.413-416.
29. Gallagher, J.J. Epicardial mapping in the Wolf Parkinson
 s.a. White syndrome. Circulation, vol.
 57, May 1978, p.854-866.
30. Gavrilescu, St., Aritmiile cardiace. Editura Facla,
 Streian, C., Timișoara, 1976.
 Luca, C.
31. Geddes, L.A., The specific rezistance of biological
 Baker, L.F. material; a compendium of data for the
 biom.eng. and physiologist. Med. and
 biol.eng., vol.5, 1967, p.271.
32. Geddes, L.A., Principles of applied biomedical instru-
 Baker, L.F. mentation. John Willey & Sons.Inc.
 New York, 1968.
33. Gelernter, H.L., A mathematical physical model of the
 Swihart, J.C. genesis of teh electrocardiograms.
 Bioph.J., 1964, p.285-301.
34. Geselowitz, D.B. Multipole representation for on equiva-
 lent cardiac generator. Proc.of the
 IRE Jan. 1960, p.75-79.
35. Geselowitz, D.B. On bioelectric potentials in an in ho-
 mogeneous volume conductor. Bioph. J.,
 1967, vol.7, p.1-11.
36. Geselowitz, D.B. An application of electrocardiographic
 lead theory to impedance phethysmogra-
 phy. IEEE Trans. on biom.eng. Jan.
 1971, p.38-41.
37. Greco, F.C., A mathenatical model of the vagally
 Clark, J.W. driven SA model pacemaker IEEE Trans.
 on biom.eng. May 1976, p.192-199.
38. Honna, K.L. Firmware for patient monitoring station.
 Hewlett Packard Journ., Nov.1960,
 p.23-28.

39. Hadj-Salem, R.,
Vachon, C.B. Ajustement d'un modèle électronique de simulation d'un électrocardiogramme. L'onde électrique, vol.59, 1970, p.75-80.
40. Helghtley, J.D. Review of digital filtering. IEEF Computer group news. July-aug. 1970, p.22-24.
41. Hersh, L.T.,
ș.a. An analysis of transfer coefficients calculated directly from epicardial and body surface potential measurements. IEEF Trans. on biom.eng. Sept.1978, p.446-461.
42. Holland, R.P. TQ-ST segment mapping: critical review and analysis of current concepts. The american Journ. of card., July 1977, p.110-129.
43. Hunta, J.C.,
Webster, J.G. 60 Hz interference in electrocardiography. IEEF Trans. on biom.eng., March 1973, p.91-100.
44. Idekker, R.I.,
ș.a. Dipole crosstalk in an inverse cardiac generator. IEEF Trans. on biom.eng., Sept. 1978, p.476-479.
45. Iliescu, C.C. Probleme de patologie cardiovasculară. București, 1964.
46. Kaufman, W.,
Johnston, F.D. The electrical conductivity of the tissues near the heart and its bearing on the distribution of cardiac action currents. Amer.heart, J.1943, vol.26, p.42.
47. Kneppo, P. The cylindrical coordinator CK-2, on equipment for body surface mapping of cardiac electric field. In Sum. of the II Intern.Congress of electrocardiography, Varna 1975, p.40.
48. Kneppo, P.,
Titomir, L.I. Integral characteristics of the human cardiac electrical generator from elec-

- tric field measurements by means of an automatic cylindrical coordinator. IEEF Trans. on biom.eng., Jan, 1979, p.21-28.
49. Kneppo, P. Measuring the cardiac electric field. In Measurements for progress in science and technology. 21-27 May 1979, Moscow, URSS.
50. Lee, T.V. An amplitude modulation model for QRS complexes of electrocardiograms. IEEF Trans. on biom.eng., Sept. 1974, p.381-386.
51. Macfarlane, P.W. ECG waveform identification by digital computer. Cardiovascular res., 1971, no.5, p.141-146.
52. Maitra, S.,
Zucker, S. A concise parametric representation of electrocardiograms. IEEF Trans. on biom. eng., July 1975, p.350-355.
53. Marinescu, Gh.
ș.a. Probleme de analiză numerică. Ed. Didactică și pedagogică, București, 1978.
54. Mark, R.G. Electrical activity of the heart. Cardiovascular pathology, March 1973, p.1-46.
55. Maroko, P.R. Precordial ST segment elevation mapping on atraumatic method for assessing alterations in the extent of myocardial ischemic injury. The amer. Jour. of card., Febr. 1972, p.223-230.
56. Mitra, T.K. Model of the heart its applications to e.c.g. Med. and biol.eng. and computing, March 1972, p.140-148.
57. Murthy, I.S.N.,
ș.a. Homomorphic analysis and modeling of ECG signals. IEEF Trans. on biom.eng., June 1979, p.330-344.

58. Nicholson, P.W. Experimental models for current conduction in an anisotropic medium. IEEE Trans. on biom.eng., Jan.1967, p.55-56.
59. Nicolau Ed., Popovici, Al. Introducere în cibernetica sistemelor hibride. Ed.tehnică, București, 1975.
60. Nicolau, Ed. Bio-cybernetics and bioengineering. Modern trends in cybernetics and systems. vol.I, p.223-228, Ed.tehnică, 1977.
61. Nicolau, Ed. Elemente informaționale în diagnosticul automat în cardiologie bazat pe metode nesingerinde. Studii și cercetări de biotehnologie, nr.4, 1978, p.74-87.
62. Oprian, O., Anmza, G.I. Dificultăți de diagnostic electrocardiografic. Ed.medicală, 1969.
63. Okada, R.H. Potential produced by an eccentric current dipole in a finite length conducting cylinder. IRE Trans.med.electron., vol.7, 1956, p.14.
64. Papadopol, S., Nicolau, Ed., Papadopol, Cl. Modelarea analogică a sistemului cardiovascular. Fiziol.norm.și patologică, 1973, nr.4, p.289-303.
65. Pilkington, T.C., Morrow, M.N. Relating epicardial and torso potentials with multipoles. The Conf. of IEEE Eng. and Med. and biol.society., Oct. 1979, p.320-321.
66. Pilkington, T.C., Morrow, M.N. The utilization of spherical approximations to relate epicardial potentials to torso potentials. Proc. of IEEE Eng. Med.Biol.Soc., Sept.1980, p.28-30.
67. Plonsey, R. Reciprocity applied to volume conductors and the ECG. IEEE Trans. on biom.eng., Jan.1969, p.9-12.
68. Pop, F., Stoica, V. Principii și metode de măsurare numerică. Ed.Facla, Timișoara, 1977.

69. Popescu, V. Măsurarea biopotențialelor. Referatul nr.1 în cadrul pregătirii pentru doctorat. IPTVT.
70. Popescu, V. On the model of the heart segment by a dipole. Buletinul științific și tehnic al IPTVT (în curs de publicare).
71. Popescu, V. Cu privire la modelul activității electrice a inimii. Lucrările simpozionului "Contribuții la dezvoltarea aparaturii electronice medicale", Timișoara, sept. 1980, p.121-127.
72. Popescu, V. Algoritmi și programe de calcul pentru eliminarea zgomotelor din semnalul ECG. Lucrările simpozionului "Contribuții la dezvoltarea aparaturii electronice medicale" Timișoara, sept.1980, p.128-133.
73. Popescu, V. Prelucrarea semnalului ECG cu ajutorul microprocesorului 8080. Lucrările simpoz. "Contribuții la dezvoltarea aparaturii electronice medicale" Timișoara, sept.1980. p.100-104.
74. Popescu, V., Branea, I. Cu privire la modelul matematic al potențialului de acțiune cardiac. "Progrese în informatica românească" Cluj Napoca, 1981, p.157.
75. Popescu, V., Branea, I. Model matematic pentru determinarea potențialului de acțiune cardiac din înregistrările electrocardiografice. Simpozionul de informatică și conducere, Baia Mare, mai 1981.
76. Popescu, V. Filtru numeric pentru potențialele generate de inimă. Simpozionul "Realizări și orientări în A.C.E.B.M.", Cluj Napoca, nov.1981.

77. Pryor, T.A. A note on filtering electrocardiograms. Comp. and biom.res., no.4, 1971; p.545-547.
78. Radu, O., Săndulescu, G. Filtre numerice. Aplicații. Editura tehnică, București, 1979.
79. Rey, W., Laird., J.L. P- wave detection by digital computer. Comp. and biom.res., nr.4, 1971, p.509-522.
80. Rideout, V.C. Cardiovascular system simulation in biomed.eng.simulation. IEEE Trans. on biom.eng., March 1972, p.101-107.
81. Roberts, A.J., ș.a. Evaluation methods for quantification of experimental myocardial infarction. Circulation, Jan.1978, p.35-40.
82. Rogers, C. Pilkington, T.C. Free moment current dipoles in inverse electrocardiography. IEEE Trans. on biom. eng., oct.1968, p.312-323.
83. Ruch, Th.C., Fulton, J.F. Fiziologie medicală și biofizică. Ed. medicală, București, 1963.
84. Rudy, Y., Plonsey, R. The eccentric spheres model as the basis for study of the role of geometry and inhomogeneities in electrocardiography. IEEE Trans. on biom.eng., July 1979, p.392-399.
85. Rupeics, I. Computer - aided medical instruction using an interactive graphics model of the normal and congenitally defective heart. IEEE Trans. on biom.eng., March 1972, p.88-96.
86. Rush, S. A principle for solving a class of anisotropic current flow problems and applications to ECG. IEEE Trans. on biom.eng. Jan 1967, p.10-22.
87. Salvadori, N.G., Baron, M.L. Metode numerice în tehnică. Ed. tehnică București, 1972.

88. Schmitt, O.H. Averaging techniques employng several simultaneous physiological variables. Ann.N.V. Acad.Sci., 1964, vol.115, p.952-957.
89. Schwan, H.P., Kay, C.F. Capacitive proprieties of body tissues. Circ.Res., 1957, vol.5, p.439.
90. Smail, V. Electrostatice i electrodinamica. Moskva 1954.
91. Spach, M.S., s.a. Determination of infinite media normal current maps. 20th annual Conf.on eng. in med. and biol., Boston, 1967, p.216.
92. Stallmann, F.W., Automatic recognitin of electrocardiographic waves by digital computer. Circ. res., Nov.1964, p.1138-1143.
93. Stanciu, L., Branea, I., Ciocloada, I. Popescu, V. Metode noi în diagnosticul bolilor cardiovascularare prin mijloace electronice. Simpozionul "Contribuții la dezvoltarea aparaturii electronice medicale" Timișoara, sept.1980, p.5-15.
94. Strong, P. Biophysical measurements - measurement concepts. Tektronix Inc. 1979.
95. Swenne, C.A., s.a. Pattern recognition for ECG monitoring: on interactive method for the clasification of ventricular complexes. Comp. and biom.res., no.5, 1973, p.150-160.
96. Sora, C. Bazele electrotehnicii, vol.I, Litografia IPTWT, 1972.
97. Teodorescu, D. Ingineria biosistemelor, Ed. Facla, 1978.
98. Terry, F.H., s.a. Dipole, quadripole, octapole measurements in insolated beating preparations. IEEE Trans. on biom.eng., March 1971, p.139-147.

99. Vlaicu, R.,
Cudea, C. Propedentica bolilor cardiovasculare.
Ed. medicală, București, 1976.
100. Wang, R.C.,
Colvert, T.W. A model to estimate from vectocardiogram
measurements. *Ann. of biom. eng.*, no.2,
1974, p.47-57.
101. Wellens, H.J.,
ș.a. The conduction system of the heart. The
monography of univ. dep. of cardiology-
Amsterdam, 1975.
102. Weinstein, I.B.,
ș.a. A first look at the application of the
signal extraction techniques to the ana-
lysis of body potential maps. *IEEE Trans.
on biom. eng.*, May 1967, p.256-261.
103. Wilson, F.N,
Baxley, R.H. The electric field of an eccentric dipole
in a homogeneous spherical conduction
medium. *Circ.*, no.1, 1950, p.84.
104. Young, T.Y.,
Huggins, W.H. The intrinsic component theory of elec-
trocardiography. *IEEE Trans. on biom. el.*,
oct.1962, p.214-221.
105. Young, T.Y.,
Calvert, T.W. Clasification, estimation and pattern re-
cognition. John Willy & Sons. Inc. 1974,
p.277-310.
106. Zăgreanu, I. Electrocardiografie clinică. Ed. Dacia,
1976.
107. * * * S-T segment potentials and mapping. *Cir-
culation*, vol.54, Sept.1976, p.533-537.
108. * * * Electronica în medicină. Ed. tehnică, 1964.
109. * * * Biological engineering. Mc Graw Hill book
Co., 1970, p.333-390.
110. * * * Album cu trasee ECG.