



(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2015 00306**

(22) Data de depozit: **04/05/2015**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30/03/2022** BOPI nr. **3/2022**

(41) Data publicării cererii:
29/11/2016 BOPI nr. **11/2016**

(73) Titular:
• **UNIVERSITATEA TEHNICĂ "GHEORGHE
ASACHI" DIN IAȘI,**
*BD. PROF. DIMITRIE MANGERON NR.67,
IAȘI, IS, RO*

(72) Inventatori:
• **DAVID VALERIU,**
*BD.DIMITRIE CANTEMIR NR.3, BL.P 4,
SC.B, AP.10, IAȘI, IS, RO;*

• **FOȘĂLĂU CRISTIAN-IOAN,**
*ȘOS. NICOLINA NR. 54, BL. 977A, ET. 6,
AP. 16, IAȘI, IS, RO;*
• **BRÎNZILĂ MARIUS-CIPRIAN,**
*STR. PROF. A. ȘESAN NR. 48, BL. C4-5,
SC. C4, ET. 1, AP. 4, IAȘI, IS, RO*

(56) Documente din stadiul tehnicii:
**US 8172764 B2; US 8761867 B2;
CA 2359445 A1**

(54) **METODĂ DE EXTRAGERE DIN ZGOMOT A SEMNALELOR
CVASIPERIODICE**



RO 131475 B1

1 Invenția se referă la o metodă de extragere din zgomot a semnalelor cvasiperiodice,
care, pe baza determinării și utilizării informațiilor referitoare la duratele tuturor secvențelor
3 semnalului, permite eliminarea zgomotelor și obținerea unor replici ale semnalului, în
condițiile înregistrării cu un raport semnal-zgomot foarte redus.

5 Metoda poate fi utilizată la prelucrarea semnalelor biomedicale, cum ar fi semnalul
electrocardiografic (ECG), semnalul magnetocardiografic (MCG), sau a altor semnale cvasi-
7 periodice de nivel redus, înregistrate în prezența unor zgomote de nivel ridicat, permițând
restaurarea semnalului de interes în condițiile în care metoda medierii coerente clasice nu
9 este aplicabilă, datorită variației relativ mari (chiar peste 20%) a perioadei semnalului util. În
plus, prin această metodă se obțin mai multe replici ale semnalului de interes, iar prin analiza
11 și compararea lor se pot identifica anumite unde specifice precum și evoluții ori modificări ale
semnalului.

13 Înregistrarea și extragerea informației conținută în semnalele biologice sau în general
în semnalele naturale este de mare importanță dar și dificultate datorită nivelului scăzut al
15 semnalului util, care îl situează chiar sub nivelul zgomotelor de fond datorate altor fenomene
decât cel de interes.

17 Extragerea din zgomot a unor semnale cvasiperiodice cum ar fi semnalul ECG și
semnalul MCG constituie o provocare deoarece în ceea ce privește semnalul ECG, chiar
19 dacă restaurarea complexului QRS este posibilă în anumite situații, restaurarea undelor T,
U și P este mult mai dificil de realizat, iar în cazul semnalului MCG, câmpurile magnetice
21 generate de inimă sunt cu mult sub nivelul câmpurilor magnetice de fond.

23 Una din tehnicile de extragere din zgomot a semnalelor și anume medierea coerentă
clasică [***Coherent averaging technique: A tutorial review. Part 1 Noise reduction and
the echivalent filler. Part 2 Trigger jitter, overlapping responses and non-periodic
25 stimulation***". O. Rompelman and H. H. Ros, J. Biomed. Eng. 1986, Vol. 8, January, pp.
24-35] este aplicabilă în condițiile în care semnalul de interes este repetitiv și invariabil, iar
27 zgomotul este staționar, cu media zero, varianța σ^2 constantă și este independent de sem-
nalul de interes (semnalul util și zgomotul sunt necorelate).

29 Medierea coerentă se aplică cu succes la extragerea semnalului electroencefalografic
evocat (EEG evocat), cu amplitudine de ordinul câtorva μV , din înregistrările ce conțin și
31 traseele ECG spontane, cu amplitudini de ordinul a 100 μV .

33 În acest caz semnalul util este semnalul EEG evocat, ce constituie răspunsul encefala-
lului la un stimul exterior (optic, acustic) fiind astfel un semnal periodic cu periodicitatea
stimulului aplicat, iar traseele EEG spontane, constituie zgomotul, fiind îndeplinite astfel
35 condițiile aplicării medierii coerente.

37 Utilizarea metodei medierii coerente clasice în cazul unor semnale cvasiperiodice
cum ar fi semnalul electrocardiografic sau magnetocardiografic nu permite bune performanțe
la extragerea lor din zgomot, mai ales în condițiile în care perioada cardiacă diferă mult de
39 la o bătaie la alta a inimii.

41 Pe de altă parte, majoritatea tehnicilor de prelucrare a semnalelor cvasiperiodice de
tip ECG, MCG se axează doar pe reducerea interferențelor electromagnetice datorate rețelei
de alimentare [***Method and system for reducing power line interference in a ECG
43 signal***", Dinesh Leo Mascarenhas, US 8761867B2, 24.06.2014] nefiind adecvate eliminării
unei categorii mai largi de zgomote și perturbații, care pot apărea și afecta mai ales porțiunile
45 cu amplitudine mică din semnalul de interes.

47 În plus, de cele mai multe ori, metodele existente presupun identificarea frecvenței
semnalului perturbator, estimarea amplitudinilor și a defazajelor în vederea scăderii pertur-
bației din semnalul ECG inițial (brut) [***Coherent signal rejection in ECG***", Meir Bartal,
49 Daniel Razansky, US 2008/0275353 A1, 06.11. 2008], ceea ce le face greu aplicabile în
cazul existenței simultane a mai multor surse de interferență sau zgomote.

RO 131475 B1

Problema tehnică pe care o rezolvă invenția constă în extragerea din zgomot a unor semnale cvasiperiodice, cu posibilitatea identificării și caracterizării unor unde specifice sau a evoluției ori modificărilor semnalului, chiar în condițiile unor înregistrări a căror raport-semnal zgomot este foarte scăzut. 1
3

Metoda propusă, conform invenției, permite extragerea din zgomot a unor semnale cvasiperiodice cu mari variații ale perioadei, pe baza determinării și utilizării în prelucrarea semnalului a duratelor secvențelor lui, făcând posibilă reconstruirea formei de undă a semnalului de interes în condițiile unui raport semnal-zgomot foarte redus, cum este cazul semnalelor cvasiperiodice de amplitudine mică din domeniul biomedical (semnalul ECG, semnalul MCG etc.) și se caracterizează prin flexibilitate, ușurință în aplicare și adaptabilitate. 5
7
9

Principiul extragerii din zgomot a unui semnal electric cvasiperiodic de nivel redus (raport semnal-zgomot mic) este următorul: mai întâi se determină duratele intervalelor semnalului cvasiperiodic, iar pe baza acestor informații se face prelucrarea semnalului brut (înregistrarea inițială de câteva minute, zeci de minute, ore sau mult mai mult), obținându-se câteva replici ale semnalului cvasiperiodic de interes (ECG, MCG) cu un raport semnal-zgomot mult mai mare decât cel al înregistrării primare/inițiale. 11
13
15

Determinarea duratelor secvențelor semnalului cvasiperiodic se face din înregistrarea semnalului de interes, de exemplu prin detecția unor evenimente sau porțiuni ce pot fi identificate relativ ușor din semnalul de interes, sau din înregistrarea în paralel cu acesta a unui semnal cu alt suport energetic și astfel neafectat de zgomot electric, dar care este corelat cu semnalul de interes și are aceleași durate. 17
19
21

După determinarea lor, valorile duratelor tuturor secvențelor sunt utilizate în prelucrarea semnalului, care se face pe două căi: 23

Prima cale de prelucrare constă în gruparea secvențelor cu aproximativ aceeași durată, iar prin mediere coerentă aplicată fiecărui grup cu aproximativ aceleași durate ale semnalului de interes se obține câte o replică a semnalului pentru fiecare grup, cu un raport semnal-zgomot mult mai mare decât al oricărei secvențe din înregistrarea inițială. 25
27

Celălalt mod de prelucrare, pentru a ține seama de faptul că semnalul de interes este cvasiperiodic, consideră în cadrul fiecărei secvențe a înregistrării același număr de eșantioane, indiferent de durata secvenței, ceea ce presupune că intervalul dintre eșantioane, constant pe toată durata aceleași secvențe, poate diferi mult de la o secvență la alta. 29
31

În acest fel se obțin mai multe replici ale semnalului de interes, ce iau în considerație modificarea duratei secvențelor, iar prin compararea și analiza lor se pot face corecții și se obțin informații referitoare la semnalul de interes (evoluție, modificări), ceea ce-i conferă metodei flexibilitate, ușurință în aplicare și adaptabilitate. 33
35

În plus, deoarece determinarea duratelor secvențelor semnalului cvasiperiodic se poate face chiar când aceste secvențe nu se pot identifica din înregistrările primare datorită zgomotului, metoda propusă poate fi utilizată la obținerea ECG, MCG, sau a altor semnale biologice/naturale în medii ce prezintă perturbații de nivel ridicat, inclusiv în cazul înregistratoarelor miniaturizate portabile, permițând identificarea unor forme de undă de amplitudine mică. 37
39
41

Metoda de extragere din zgomot conform invenției prezintă următoarele avantaje:

- extragerea din zgomot și astfel reconstrucția semnalului util se face luând în considerație modificările perioadei semnalului (de exemplu, de la o bătaie la alta a inimii, prin determinarea duratei intervalelor RR), și poate fi realizată în paralel cu extragerea unor caracteristici ale semnalului cum ar fi "heart reat variability - HRV"); 43
45

RO 131475 B1

1 - permite aplicarea metodei medierii coerente de extragere din zgomot pentru câteva
grupe de secvențe ale semnalului cu aproximativ aceeași perioadă situate aleatoriu în
3 înregistrare, dar selectate pe baza egalității duratelor semnalului util (de exemplu, intervalele
RR din întreaga înregistrare ECG);

5 - permite obținerea unei medieri a semnalului pentru întreaga înregistrare, ținând cont
de modificarea duratelor secvențelor (în cazul ECG al intervalelor RR);

7 - spre deosebire de metoda medierii coerente clasice, unde se obține o singură
replică a semnalului util și care, în plus, nu este aplicabilă la semnale cu mari variații ale
9 perioadei, prin aplicarea metodei propuse se obțin mai multe replici ale semnalului, câte una
pentru fiecare grup cu aproximativ aceeași perioadă (selectate și grupate din înregistrare)
11 și o replică pentru întreaga înregistrare, iar prin compararea acestor semnale reconstituite
se pot identifica unde și analiza semnalul (de exemplu, undele P, T, U în cazul semnalului
13 ECG), eliminându-se unele artefacte sau erori ce ar putea apărea la prelucrare.

15 Se dă în continuare un exemplu de aplicare a metodei în cazul semnalului electro-
cardiografic, conform:

17 - fig. 1, înregistrarea cu tehnica de eșantionare a semnalului;

19 - fig. 2, organigrama cu succesiunea etapelor metodei.

Semnalul electrocardiografic înregistrat **1.1**, este format din secvențele electro-
cardiografice, cu duratele $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$, fiecare dintre ele conținând atât semnalul util,
ECG, **1.2**, cât și zgomotul suprapus **1.3**. În secvența 2 de durată T_2 nu s-a mai figurat
21 zgomotul pentru a pune în evidență doar semnalul util începând cu vârful R al complexului
QRS urmat de undele T, U și P, care au amplitudini mai mici decât zgomotul și următorul vârf
23 R. Fiecare din cele N secvențe considerate între vârfurile R consecutive ale semnalului ECG
tipic (derivația 2), indiferent de durată este împărțită într-un număr "n" de eșantioane, astfel
25 că intervalul de timp dintre eșantioane diferă de la o secvență la alta (τ_1 pentru prima
secvență de durată T_1 , τ_2 pentru a doua secvență de durată T_2 și așa mai departe, τ_N pentru
27 ultima secvență de durată T_N).

Referitor la succesiunea etapelor din fig. 2, mai întâi se detectează **2.1** vârfurile R din
29 complexe QRS, pe baza cărora se determină **2.2** toate duratele intervalelor RR conse-
cutive ale celor N secvențe, anume duratele $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$ după care se face extragerea
31 semnalului util pe două căi.

Prima cale constă în selecția secvențelor **2.3** cu aproximativ aceeași durată,
33 obținându-se un număr $N_{0,1}$ de secvențe cu duratele aproximativ egale $T_{0,1}$ și așa mai
departe, până la ultimul grup de $N_{0,g}$ de secvențe cu duratele aproximativ egale $T_{0,g}$, după
35 care se face medierea coerentă **2.4** pe grupele formate, obținându-se un număr "g" de replici
ale semnalului ECG.

Referitor la a doua cale, mai întâi se face o eșantionare **2.5** a semnalului înregistrat
37 astfel încât fiecare secvență să aibă același număr de eșantioane echidistante n (ca în fig.
39 1), apoi se face medierea **2.6**, obținându-se o sigură reconstruire a semnalului util pentru
toate secvențele, dar care ține cont de modificările duratelor secvențelor.

41 În final se analizează și compară **2.7** replicile semnalului util (de exemplu semnalul
ECG sau semnalul MCG) obținute, în vederea extragerii de informații și efectuării de corelări.

43 Se prezintă în continuare aplicarea metodei în cazul extragerii din zgomot a
semnalului ECG.

45 Se înregistrează pe o durată de câteva minute, ore sau chiar zile semnalul
electrocardiografic, $s(t)$, **1.1**, care constă dintr-o succesiune de secvențe ale semnalului util
47 (perioade cardiace, de tipul **1.2**), $s_u(t)$, și zgomotul, $z(t)$, **1.3**.

$$49 \quad s(t) = s_u(t) + z(t) \quad (1)$$

RO 131475 B1

Prima etapă constă în determinarea perioadelor $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$ a celor N secvențe consecutive ale semnalului util, informații ce vor fi utilizate în etapa de prelucrare propriu-zisă a semnalului în vederea extragerii din zgomot a semnalului util și astfel obținerea câtorva replici ale lui.

Referitor la prima etapă, mai întâi se face o detecție **2.1** a undelor QRS ale semnalului ECG, în vederea unei cât mai exacte poziționări în timp a vârfurilor R . Acest lucru poate fi realizat chiar în cazul unui raport semnal-zgomot foarte redus, a semnalului înregistrat $s(t)$, de exemplu prin utilizarea transformatei wavelet sau a funcției Wigner.

Astfel, cunoscându-se poziționarea în timp a vârfurilor R consecutive se determină intervalele RR **2.2** și deci duratele celor N secvențe ale semnalului util, anume duratele $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$, ale secvențelor consecutive ECG.

Așa cum s-a menționat, determinarea duratelor secvențelor se pot face și dintr-un alt semnal ce este mai puțin perturbat, dar care este corelat și are aceleași durate cu semnalul de interes. De exemplu, în cazul extragerii din zgomot a semnalului ECG sau MCG, dacă este foarte dificilă sau imposibilă determinarea vârfurilor R din înregistrarea ECG, duratele secvențelor pot fi determinate din înregistrarea simultană a unui semnal de altă natură energetică, cum ar fi semnalul fotopletismografic sau fonocardiografic, întrucât acestea nu sunt afectate de perturbații de tip electric, dar ele sunt corelate și au aceleași durate cu semnalul electric de interes (ECG, MCG).

În ceea ce privește etapa a doua, cea de prelucrare propriu-zisă a semnalului, se consideră două căi în vederea reconstrucției semnalului util.

La prima cale de prelucrare, mai întâi se selectează secvențele RR **2.3** cu aproximativ aceeași durată, considerându-se doar câteva grupe, fiecare dintre ele având un număr suficient de mare de secvențe. Se obțin astfel $N_{0,1}$ secvențe cu durată aproximativ $T_{0,1}$, $N_{0,2}$ secvențe foarte apropiate ca durată $T_{0,2}$, și așa mai departe, ultimul grup luat în considerație fiind cu $N_{0,g}$ secvențe fiecare cu durată aproximativ $T_{0,g}$.

Următoarea etapă a acestei căi, constă în aplicarea medierii coerente clasice **2.4** pentru fiecare dintre grupele selectate, deoarece în cadrul fiecărui grup durată secvențelor este aproximativ aceeași, deși secvențele nu sunt succesive în înregistrare.

Astfel, pentru grupul 1 se face medierea fiecărui eșantion din cele n_1 eșantioane în care a fost împărțită fiecare din cele $N_{0,1}$ secvențe ale grupului, cu durată aproximativ egală cu $T_{0,1}$ ($T_{0,1} = n_1 \tau$, unde τ este timpul între două eșantioane consecutive). Desigur n_1 și în general numărul de eșantioane considerat în secvențe trebuie să fie suficient de mare căci el dă rezoluția semnalului reconstituit.

Valoarea medie a eșantioanelor k considerată pentru toate cele $N_{0,1}$ secvențe ale grupului 1 este:

$$\frac{1}{s_1(k\tau)} = \frac{1}{N_{0,1}} \sum_{j=1}^{N_{0,1}} s(k\tau, T_j) = s_{u,1}(k\tau) + \frac{1}{N_{0,1}} \sum_{j=1}^{N_{0,1}} z(k\tau, T_j) \quad (2)$$

deoarece $s_{u,1}(k\tau, T_i) = s_{u,1}(k\tau, T_j)$, unde T_i și T_j sunt secvențe din grupul 1, a căror durată este aproximativ $T_{0,1}$.

Se observă că această medie este o estimare a eșantionului k al semnalului util al grupului 1, $s_{u,1}(k\tau)$.

Dacă se face medierea pentru toate cele n_1 eșantioane în care este împărțită fiecare secvență a grupului 1 ($k = 1, 2, 3, \dots, n_1$) se obține replica semnalului util pentru acest grup, $s_{u,1}(t)$, care are durată $T_{0,1}$ și raportul semnal-zgomot de $\sqrt{N_{0,1}}$ ori mai mare decât a oricărei secvențe din grupul 1.

RO 131475 B1

1 În mod similar se aplică procedeul medierii coerente clasice pentru fiecare dintre
grupurile considerate și se obțin un număr de "g" replici ale semnalului util, $s_{u,1}(t)$,
3 $s_{u,2}(t), \dots, s_{u,g}(t)$.

A doua cale de prelucrare constă în efectuarea unei medieri pentru toate cele N
5 secvențe ale înregistrării, ținând cont de modificarea duratei semnalului util de la o secvență
la alta.

7 Mai întâi, se determină intervalele de eșantionare **2.5** pentru fiecare secvență (τ_1 ,
 τ_2, \dots, τ_N) în parte și se eșantionează toate secvențele, astfel încât fiecare secvență indiferent
9 de durata ei să aibă același număr de eșantioane, n .

Acest lucru este posibil deoarece durata fiecărei secvențe ($T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$) a fost
11 determinată în prima etapă.

Așa cum este sugerat în fig. 1, pentru fiecare secvență se consideră același număr
13 de eșantioane, n , dar distanța dintre cele n eșantioane diferă de la o secvență la alta.

$T_1 = n\tau_1; T_2 = n\tau_2; T_3 = n\tau_3 \dots T_i = n\tau_i, \dots$ și așa mai departe, $T_N = n\tau_N$.

15 Distanțele dintre eșantioanele corespunzătoare fiecărei secvențe sunt:

$$17 \tau_1 = \frac{T_1}{n}; \tau_2 = \frac{T_2}{n}; \dots \tau_i = \frac{T_i}{n} \dots \tau_N = \frac{T_N}{n}$$

19 Se face apoi medierea **2.6** pentru fiecare eșantion în parte, iar valoarea medie a
eșantionului k considerată pentru toate cele N secvențe, ale întregii înregistrări este:

$$21 \overline{s(k\tau)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s\left(k \frac{T_i}{n}, T_i\right) = S_u(k\tau) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z\left(k \frac{T_i}{n}, T_i\right) \quad (3)$$

25 Deoarece, prin modul lor de obținere, eșantioanele k ale semnalului util din fiecare
dintre cele N secvențe de durată $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$ sunt aproximativ egale, anume:

$$27 s_u\left(k \cdot \frac{T_1}{n}, T_1\right) \cong s_u\left(k \cdot \frac{T_2}{n}, T_2\right) \cong \dots \cong s_u\left(k \cdot \frac{T_i}{n}, T_i\right) \cong \dots \cong s_u\left(k \cdot \frac{T_N}{n}, T_N\right) = s_u(k \cdot \tau)$$

31 unde τ este o durată convențională, $\tau \in \left[\frac{T_{\min}}{n}; \frac{T_{\max}}{n} \right]$, cu T_{\min} și T_{\max} , fiind valoarea

33 minimă, respectiv maximă dintre toate duratele secvențelor.

35 Calculând valorile medii ale tuturor celor n eșantioane ($k = 1, 2, 3, \dots, n-1, n$) se obține
o singură replică a semnalului util pentru toate cele N secvențe, care ține cont de modificarea
duratelor lor.

37 Prin această a doua cale s-a obținut o singură replică a semnalului util cu un raport
semnal zgomot mai mare decât cel de la prima cale de prelucrare ($N \gg N_{0,1} \geq N_{0,2} \geq \dots N_{0,g}$),
39 dar de această dată, durata replicii obținute, T ($T \in [T_{\min}; T_{\max}]$) și astfel a fiecăreia dintre
undele semnalului EGG restaurat în acest mod (unda P, unda U, unda T) are o valoare
41 convențională, așa cum s-a menționat mai sus.

43 Comparând și analizând **2.7** rezultatele obținute prin ambele căi, se pot identifica și
caracteriza undele de amplitudine mică (T, U, P), se pot obține informații referitoare la
evoluția și modificările semnalului, în paralel cu extragerea de caracteristici cum ar fi „heart
45 rate variability - HRV”, în cazul semnalului de interes considerat, ECG.

47 Metoda propusă prezintă mare flexibilitate, adaptabilitate dar și posibilitatea aplicării
ei și deci extragerii informației de la un spectru larg de semnale, cum ar fi cele obținute de
49 la dispozitivele fixe sau portabile de înregistrare a unor semnale biologice sau naturale
cvasiperiodice.

RO 131475 B1

Revendicare

1

Metodă de extragere din zgomot a semnalelor cvasiperiodice, **caracterizată prin aceea că** aceasta constă în:

3

- determinarea duratelor intervalelor consecutive ale secvențelor semnalului cvasiperiodic de interes din înregistrarea lui chiar în condițiile unui raport semnal -zgomot foarte redus sau dintr-un alt semnal corelat cu semnalul ce se extrage din zgomot și având aceleași durate cu acesta;

5

7

- ordonarea duratelor secvențelor, identificându-se și selectându-se câteva grupe cu aproximativ aceeași durată a secvențelor;

9

- determinarea câte unei forme de undă a semnalului util prin mediere coerentă, pentru fiecare grup ce conține secvențe cu aproximativ aceeași durată, dar situate aleatoriu în înregistrare, rezultând astfel un număr g de replici ale semnalului util;

11

13

- eșantionarea întregii înregistrări pe baza cunoașterii valorilor duratelor secvențelor, astfel încât fiecare secvență să aibă același număr de eșantioane luate la intervale egale în cadrul aceleiași secvențe, chiar dacă intervalele între eșantioane pot diferi mult de la o secvență la alta,

15

17

- medierea fiecărui eșantion pentru toate secvențele, pentru a se obține o singură formă de undă a semnalului util;

19

- analizarea și compararea tuturor formelor de undă obținute pentru semnalul util, eliminându-se eventuale erori sau artefacte, inclusiv prin reluarea selectării și prelucrării, punându-se în evidență și caracterizându-se anumite unde sau modificări ale semnalului ori evoluții ale lui.

21

23

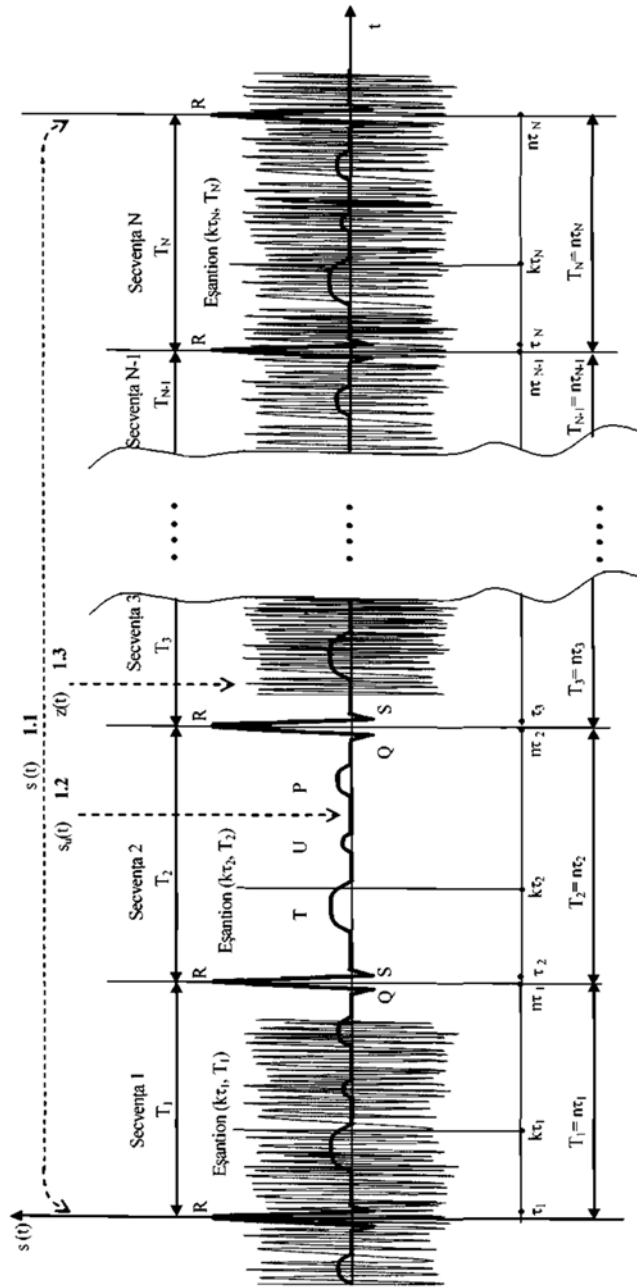


Fig. 1

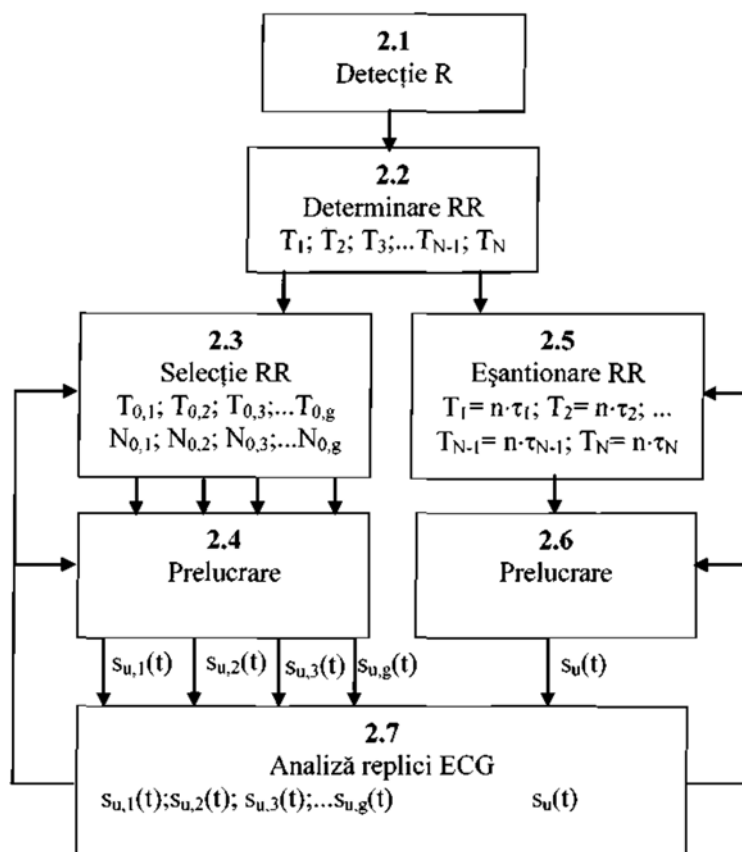


Fig. 2

