



(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2015 00306

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

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

(71) Solicitant:  
• UNIVERSITATEA TEHNICĂ  
"GHEORGHE ASACHI" DIN IAȘI,  
BD. PROF. D. 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;  
• BRĂNZILĂ MARIUS-CIPRIAN,  
STR. PROF. A. ȘESAN NR. 48, BL. C4-5,  
SC. C4, ET. 1, AP. 4, IAȘI, IS, RO

(54) METODĂ DE EXTRAGERE DIN ZGOMOT A SEMNALELOR  
CVASIPERIODICE

(57) Rezumat:

Invenția se referă la o metodă de extragere din zgomot a semnalelor cvasiperiodice, care poate fi utilizată la prelucrarea semnalelor biomedicale, cum ar fi semnalul electrocardiografic (ECG), semnalul magnetocardiografic (MCG), sau a altor semnale cvasiperiodice de nivel redus, înregistrate în prezența unor zgomote de nivel ridicat. Metoda conform invenției constă în aceea că obținerea formei de undă a unui semnal cvasiperiodic de amplitudine foarte mică, înregistrat în prezența unor zgomote de amplitudine mare, este realizată pe baza determinării (2.2) prealabile a duratelor tuturor secvențelor semnalului cvasiperiodic, ceea ce permite selectarea (2.3) unor grupe de secvențe situate aleatoriu în înregistrare, dar cu aproximativ aceeași valoare a duratelor, iar pentru fiecare grup astfel format, se obține (2.4) o replică a semnalului de interes, care, împreună cu o replică a semnalului pentru întreaga înregistrare, realizată printr-o eșantionare (2.5) și prelucrare (2.6) a semnalului corespunzătoare duratelor fiecărei secvențe, sunt comparate și analizate (2.7), permițând identificarea și caracterizarea unor unde specifice sau ale unor modificări sau evoluții ale semnalului de interes, chiar în condițiile în care înregistrările au un raport semnal-zgomot foarte redus.

Revendicări: 1  
Figuri: 2

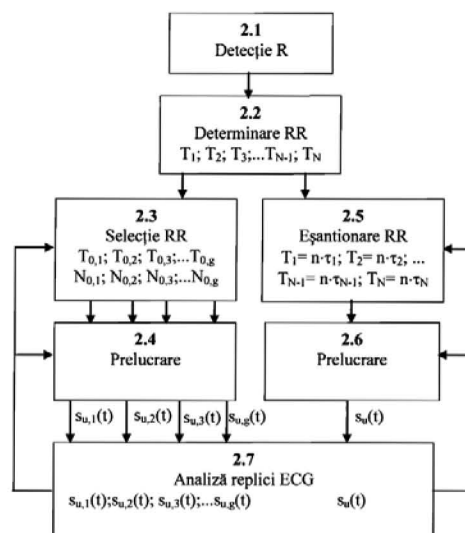


Fig. 2



## METODĂ DE EXTRAGERE DIN ZGOMOT A SEMNALELOR CVASIPERIODICE

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 semnalului, permite eliminarea zgomotelor și obținerea unor replici ale semnalului, în condițiile înregistrării cu un raport semnal - zgomot foarte redus.

Metoda poate fi utilizată la prelucrarea semnalelor biomedicale, cum ar fi semnalul electrocardiografic (ECG), semnalul magnetocardiografic (MCG), sau a altor semnale cvasiperiodice 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 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 și compararea lor se pot identifica anumite unde specifice precum și evoluții ori modificări ale semnalului.

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 semnalului util, care îl situează chiar sub nivelul zgomotelor de fond datorate altor fenomene decât cel de interes.

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 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 generate de inimă sunt cu mult sub nivelul câmpurilor magnetice de fond.

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 equivalent filter, Part 2 Trigger jitter, overlapping responses and non-periodic 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 zgomotul este staționar, cu media zero, varianța  $\sigma^2$  constantă și este independent de semnalul de interes (semnalul util și zgomotul sunt necorelate).

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

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

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 la o bătaie la alta a inimii.

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 signal”, *Inventor Dinesh Leo Mascarenhas*, Patent No. US 8761867 B2, Date of patent jun. 24, 2014] nefiind adecvate eliminării unei categorii mai largi de zgomote și perturbații, care pot apărea și afecta mai ales porțiunile cu amplitudine mică din semnalul de interes.

În plus, de cele mai multe ori, metodele existente presupun identificarea frecvenței semnalului perturbator, estimarea amplitudinilor și a defazajelor în vederea scăderii perturbației din semnalul ECG inițial (brut) [“Coherent signal rejection in ECG”, *Inventors Meir Bartal, Daniel Razansky*, Patent Application Publication No. US 2008/0275353 A1, Pub. Date Nov. 6, 2008], ceea ce le face greu aplicabile în cazul existenței simultane a mai multor surse de interferență sau zgomote.

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.

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.

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.

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.

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

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.

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 aceleiași secvențe, poate diferi mult de la o secvență la alta.

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.

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.

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 rate variability - HRV*”).

- Permite aplicarea metodei medierii coerente de extragere din zgomot pentru câteva grupe de secvențe ale semnalului cu aproximativ aceeași perioadă situate aleatoriu în înregistrare, dar selectate pe baza egalității duratelor semnalului util (de exemplu, intervalele RR din întreaga înregistrare ECG).
- Permite obținerea unei medieri a semnalului pentru întreaga înregistrare, ținând cont de modificarea duratelor secvențelor (în cazul ECG al intervalelor RR).
- 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 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) 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 ECG), eliminându-se unele artefacte sau erori ce ar putea apărea la prelucrare.

Se dă în continuare un exemplu de aplicare a metodei în cazul semnalului electrocardiografic, conform:

**Fig. 1.** Înregistrarea cu tehnica de eșantionare a semnalului.

**Fig. 2.** Organigrama cu succesiunea etapelor metodei

Semnalul electrocardiografic înregistrat, **1.1**, este format din secvențele electrocardiografice, 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 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 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 ca intervalul de timp dintre eșantioane diferă de la o secvență la alta ( $\tau_1$  pentru prima secvență de durată  $T_1$ ,  $\tau_2$  pentru a doua secvență de durată  $T_2$  și așa mai departe,  $\tau_N$  pentru ultima secvență de durată  $T_N$ ).

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

Prima cale constă în selecția secvențelor cu aproximativ aceeași durată, **2.3**, 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  $N_{0,g}$  secvențe cu duratele aproximativ egale  $T_{0,g}$ , după care se face medierea coerentă pe grupele formate, **2.4**, obținându-se un număr „ $g$ ” de replici ale semnalului ECG.

Referitor la a doua cale, mai întâi, **2.5**, se face o eșantionare a semnalului înregistrat astfel încât fiecare secvență să aibă același număr de eșantioane echidistante,  $n$  (ca în Fig. 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.

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

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

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 (perioade cardiace, de tipul **1.2**),  $s_u(t)$ , și zgomotul,  $z(t)$ , **1.3**.

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

Prima etapă constă în determinarea perioadelor  $T_1, T_2, \dots, T_b, \dots, T_N$  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, **2.1**, se face o detecție 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  $RR$  și deci duratele celor  $N$  secvențe ale semnalului util, **2.2**, anume duratele  $T_1, T_2, \dots, T_b, \dots, T_N$ , 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 fotoplețismografic 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 prelucrarea propriu-zisă a semnalului, se consideră două căi în vederea reconstrucției semnalului util.

La prima cale de prelucrare, mai întâi, **2.3**, se selectează secvențele  $RR$  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, **2.4**, constă în aplicarea medierii coerente clasice 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  $\tau$  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:

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

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  $k$  a 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.

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,  $s_{u,1}(t)$ ,  $s_{u,2}(t)$ , ....  $s_{u,g}(t)$ .

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

Mai întâi, **2.5**, se determină intervalele de eșantionare pentru fiecare secvență ( $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_N$ ) în parte și se eșantionează toate secvențele, astfel încât fiecare secvență indiferent 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 determinată în prima etapă.

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

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

Distanțele dintre eșantioanele corespunzătoare fiecărei secvențe sunt:

$$\tau_1 = \frac{T_1}{n}; \tau_2 = \frac{T_2}{n}; \tau_3 = \frac{T_3}{n} \dots \tau_i = \frac{T_i}{n} \dots \tau_N = \frac{T_N}{n}.$$

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

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

Deoarece, prin modul de obținere a lor, 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:

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

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

respectiv maximă dintre toate duratele secvențelor.

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.

Prin această a doua cale s-a obținut o singură replică a semnalului util cu un raport semnal zgomot mai mare decât cele de la prima cale de prelucrare



( $N \gg N_{0,1} \geq N_{0,2} \geq \dots N_{0,g}$ ), 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 convențională, așa cum s-a menționat mai sus.

Comparând și analizând rezultatele obținute prin ambele căi, 2.7, 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 rate variability - HRV*”, în cazul semnalului de interes considerat, ECG.

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

## REVENDICARE

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

- se determină duratele secvențelor **(2.2)** 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;
- se ordonează duratele secvențelor, identificându-se și selectându-se **(2.3)** câteva grupe cu aproximativ aceeași durată a secvențelor, iar pentru fiecare grup ce conține secvențe cu aproximativ aceeași durată, dar situate aleatoriu în înregistrare, se determină **(2.4)** prin mediere coerentă câte o formă de undă a semnalului util, rezultând astfel un număr  $g$  de replici ale semnalului util;
- pe baza cunoașterii valorilor duratelor secvențelor se face o eșantionare a întregii înregistrări **(2.5)** astfel încât fiecare secvență să aibă același număr de eșantioane luate la intervale egale în cadrul aceleiași secvențe, dar intervalele între eșantioane pot diferi mult de la o secvență la alta, iar prin medierea fiecărui eșantion pentru toate secvențele **(2.6)** se obține o singură formă de undă a semnalului util.
- se analizează și se compară **(2.7)** toate formele 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.

DESENE

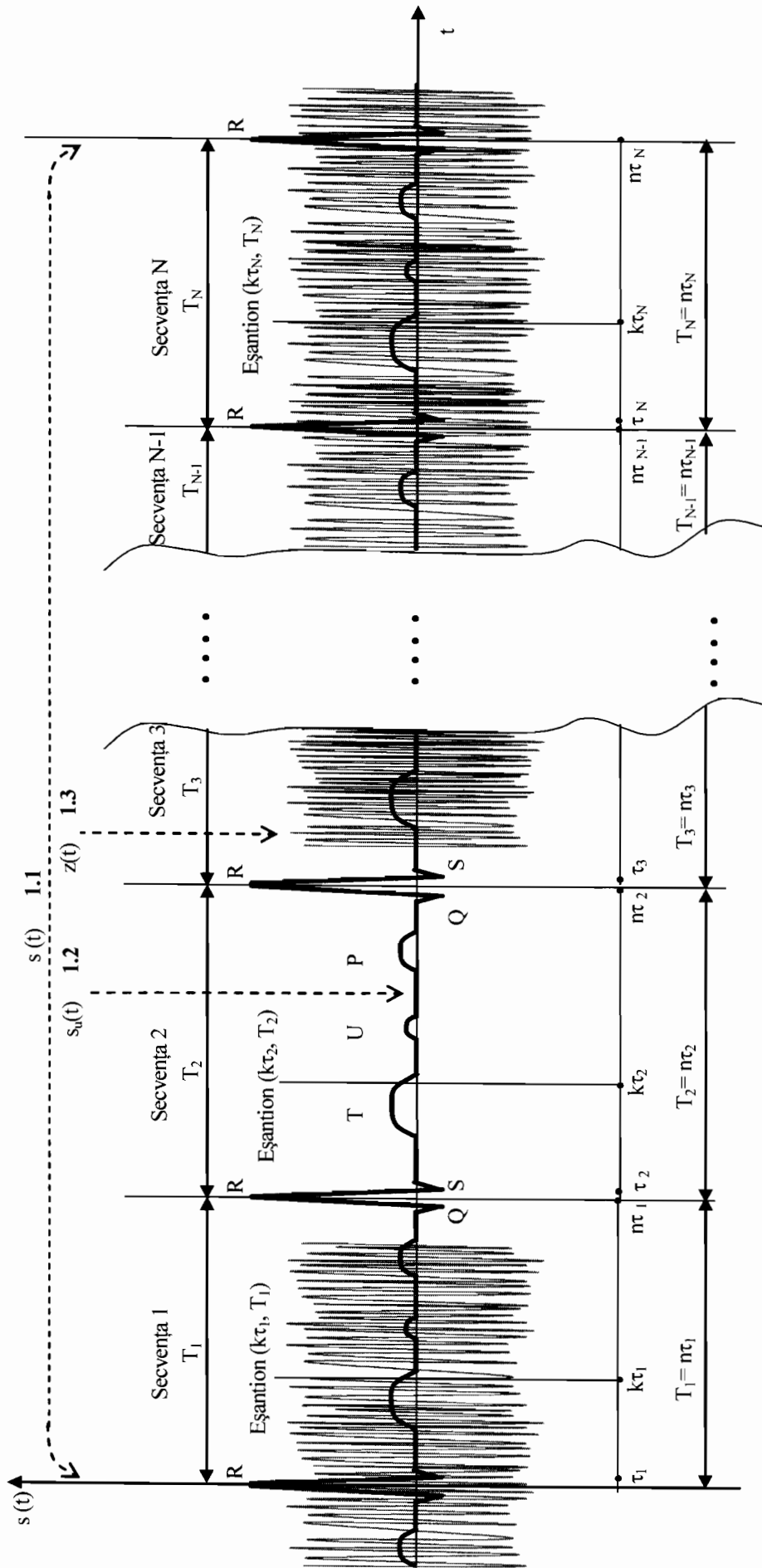


Figura 1

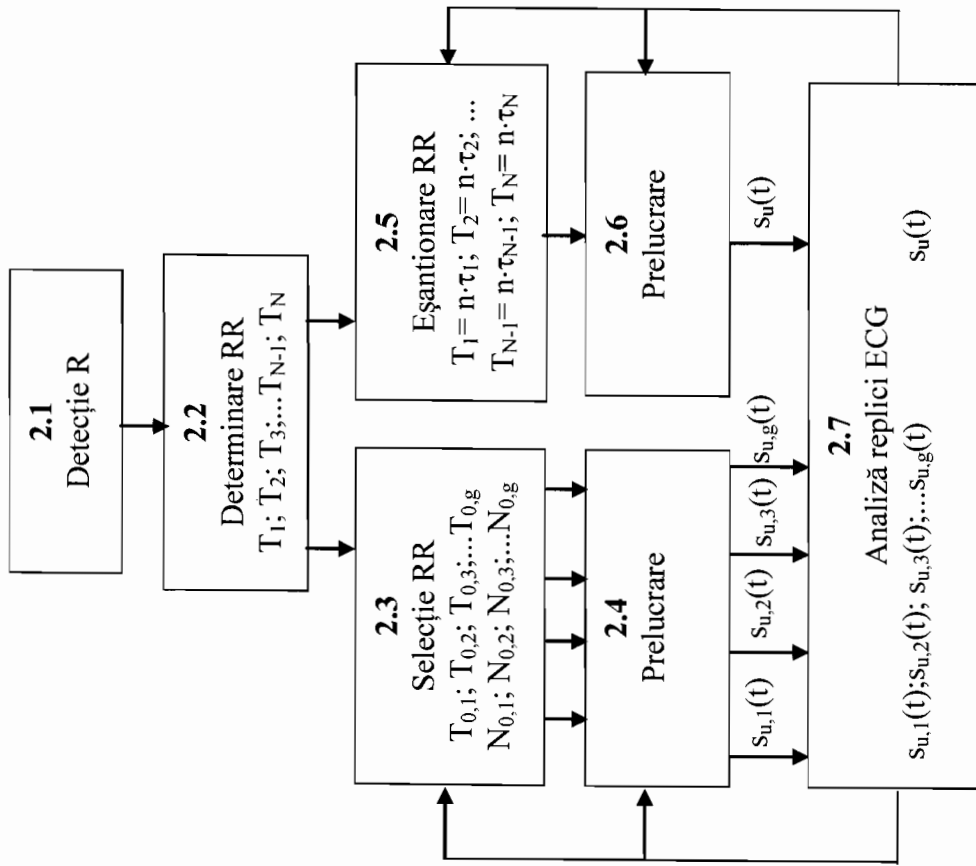


Figura 2