УДК 319.216
Л.Щербак, докт.техн.наук; С.Лупенко
Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

КОНСТРУКТИВНА МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ СИГНАЛІВ СЕРЦЯ НА ОСНОВІ ЛІНІЙНИХ ПЕРІОДИЧНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ ТА ПОЛІВ

У роботі як математична модель кардіосигналів з метою діагностики функціонального стану серця пропонується використовувати лінійні періодичні випадкові процеси та поля. На основі дослідження природи формування сигналів серця побудована їх конструктивна модель.

Підвищення достовірності діагностики функціонального стану серця є актуальною проблемою сучасної медицини. У клінічній практиці значного поширення отримують методи комп'ютерної діагностики стану серця за сигналами, що виникають внаслідок його діяльності [1].

Робота серця породжує різні фізичні поля, які у своїй просторово-часовій структурі несуть інформацію про функціональний стан як самого серця, так і цілого організму [2,3]. Серед типових сигналів серця (кардіосигналів) можна назвати електрокардіосигнал, магнітокардіосигнал, фонокардіосигнал, балістокардіосигнал. Реєстрація кардіосигналів, виділення інформативних ознак із них є необхідним елементом діагностики серця. Процес діагностики засобами сучасної обчислювальної техніки вимагає створення математичних моделей зареєстрованих від серця сигналів та методів їх обробки, оскільки алгоритми обробки сигналів розробляються саме на базі їх моделі. Математична модель сигналів серця повинна відображати основні аспекти їх просторово-часової структури, враховувати механізми утворення та бути достатньо інформативною для проведення функціональної діагностики на її основі. Особливістю всіх кардіосигналів є їх циклічність, певна повторюваність характеристик при наявності стохастичності. Тому їх моделлю можуть бути випадкові процеси та поля з періодичними у часі ймовірнісними характеристиками.

Загальновідомими такими моделями сигналів є адитивні та мультиплікативні суміші стаціонарного випадкового процесу та детермінованої періодичної функції. Але вони мають досить спрощений характер і не дозволяють поглибити їх опис до рівня, необхідного для потреб сучасної діагностики серця. Значного поширення набули періодично корельовані випадкові процеси (ПКВП). Проте вони не є конструктивними моделями. Крім того, ПКВП дозволяє враховувати лише другий момент сигналів - кореляційну функцію. Вищі ж моменти та функції розподілу не можна подати на їх основі. Тому виникає необхідність побудувати таку модель сигналів серця, яка була б конструктивною і повною в ймовірнісному розумінні.

Для побудови конструктивної математичної моделі розглянемо основні біофізичні процеси у серці, що служать причиною виникнення кардіосигналів різної фізичної природи: електричних, магнітних, механічних, акустичних сигналів. Всі ці сигнали подібні за структурою і механізмами їх формування, оскільки вони обумовлюються тими самими біофізичними процесами у серці. Цей факт дозволяє побудувати клас моделей різних кардіосигналів з позицій єдиного теоретико-методологічного підходу.

Серце - складна біологічна система, що являє собою значну кількість м’язевих волокон, які розміщені переважно паралельно одне одному, та клітин провідної системи. Скорочення міокарду серця зумовлене імпульсами збудження, які виникають і проводяться провідною системою серця [3]. У нормі імпульси для збудження серця виникають в синусовому вузлі, поширюються по двох передсердях і досягають атріовентикулярного вузла. Потім пучком Гіса, його ніжками і волокнами Пуркін’є вони проходять до скорочувального міокарду шлуночків. Провідна система серця складається з двох типів клітин: Р-клітин, які генерують електричні імпульси для збудження серця та Т-клітин, що служать для проведення електричних імпульсів.

Імпульси, що генеруються Р-клітинами, у результаті їх спонтанної деполяризації поширюються на інші ділянки серця і викликають його збудження та скорочення. Процес виникнення і поширення електричних імпульсів має стохастичних характер. Стохастичність обумовлена спонтанною зміною електрохімічних параметрів клітин та міжклітинної речовини тканин серця, а також випадковим впливом зовнішніх факторів, таких як зміни атмосферного тиску, температури, вологи, електромагнітних полів та ін. Крім того, суттєво впливає на діяльність серця психологічний стан людини та функціональний стан усього організму. Всі ці фактори зумовлюють випадковість процесу просторово-часового поширення збудження та скорочення ділянок серця, а також генерованих ним сигналів.

Просторову область $Q \subset R^3$ розміщення серця у стані релаксації умовно розіб’ємо на N елементарних ділянок шляхом її дискретизації з кроками $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ по відповідним просторовим вісям координат OX, OY, OZ. Кожній i-й елементарній ділянці поставимо у відповідність точку з координатами (x_i, y_i, z_i), які вважатимемо координатами елементарної ділянки. Цю точку можна подати як вектор $\vec{v}_i(x_i, y_i, z_i) \in V$, $x_i = i \cdot \Delta x$, $y_i = i \cdot \Delta y$, $z_i = i \cdot \Delta z$, $i = \overline{1,N}$. Будь-яку таку ділянку розглядатимемо як джерело полів різної фізичної природи, які спричиняються роботою серця. Просторово-часове поле, породжене i-ю елементарною ділянкою, позначимо $\xi_i(\omega, t, \vec{g})$, де $\omega \in \Omega$ - деяка елементарна подія з множини елементарних подій Ω; t - момент часу спостереження кардіополя, $t \in [0, \infty)$; $\vec{g}(x, y, z) \in G$ - вектор просторових координат точки спостереження кардіополя, $G \subset R^3$ - просторова область спостереження кардіополя, причому $Q \subset G$.

Виходячи з принципу суперпозиції фізичних полів, результуюче поле від N елементарних ділянок можна подати так:

$$\xi(\omega, t, \vec{g}) = \sum_{i=1}^{N} \xi_i(\omega, t, \vec{g}) \qquad (1)$$

Генерування кардіополів обумовлене процесами деполяризації та реполяризації клітин серця, що супроводжуються рухом іонів (в основному натрію і калію) клітин та міжклітинної речовини. Такий рух є причиною змін електрохімічних характеристик елементарної ділянки, зокрема, її сумарного заряду. Прирости сумарного заряду кожної елементарної ділянки мають стохастичний характер і можуть розглядатися як незалежні по часових та просторових координатах в силу броунівського аспекту руху іонів та випадкового руху різних ділянок серця через елементарну ділянку внаслідок його скорочення. Тому цей причинний аспект у формуванні кардіосигналу можна математично подати як дискретне випадкове поле з незалежними по просторових та часових координатах приростами $\{\eta_1(\omega,\tau_j,\vec{q}_i),\ \omega\in\Omega,\ \tau_j\in(-\infty,t],\ \vec{q}_i\in Q\}$, де $\tau_j = j\cdot\Delta_\tau$ - момент часу виникнення імпульсу; Δ_τ - крок дискретизації по часовій координаті, $j\in Z$.

Елементарне випадкове поле $\xi_i(\omega,t,\vec{g})$ можна подати як суму реакцій спостережуваної точки середовища на послідовність приростів по τ_j породжуючого поля $\Delta_\tau\eta_1(\omega,\tau_j,\vec{q}_i)$, що виникають в i-й елементарній ділянці:

$$\xi_i(\omega,t,\vec{g}) = \sum_{\tau_j}\phi(t,\tau_j,\vec{g},\vec{q}_i)\Delta_\tau\eta_1(\omega,\tau_j,\vec{q}_i) \tag{2}$$

де $\phi(t,\tau_j\,\vec{g},\vec{q}_i)$ - функція, яка описує реакцію лінійного середовища на одиничний імпульс, що виникає в i-й елементарній ділянці в момент часу τ_j.

Враховуючи вираз (2) та вище викладені припущення, результуюче кардіополе (1) можна подати так:

$$\xi(\omega,t,\vec{g}) = \sum_{\tau_j}\sum_{\vec{q}_i}\phi(t,\tau_j,\vec{g},\vec{q}_i)\Delta_\tau\Delta_{\vec{q}}\eta_1(\omega,\tau_j,\vec{q}_i) \tag{3}$$

При граничному переході, коли кроки дискретизації по часу Δ_τ та по просторових координатах $\Delta_{\vec{q}}$ прямують до нуля, результуюче поле можна записати у вигляді:

$$\xi(\omega,t,\vec{g}) = \lim_{\substack{\Delta_\tau\to 0\\ \Delta_{\vec{q}}\to 0}}\sum_{\tau_j}\sum_{\vec{q}_i}\phi(t,\tau_j,\vec{g},\vec{q}_i)\Delta_\tau\Delta_{\vec{q}}\eta_1(\omega,\tau_j,\vec{q}_i) =$$

$$= \int_{-\infty}^{t}\int_{Q}\phi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})d_\tau d_{\vec{q}}\eta_1(\omega,\tau,\vec{q}),\ \ \omega\in\Omega,\ \ t\in[0,\infty),\ \ \vec{g}\in G. \tag{4}$$

Стохастичний інтеграл (4) є гільбертовим лінійним випадковим просторово-часовим полем [4], де $\phi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})$ - невипадкова обмежена функція, що має фізичну інтерпретацію імпульсної реакції просторово-часового лінійного фільтру, тобто це функція, яка описує форму імпульсного сигналу, що поширюється у просторі-часі і зумовлюється дією одиничного імпульсу; $\eta_1(\omega,\tau,\vec{q})$ - гільбертове сепарабельне просторово-часове випадкове поле з незалежними приростами, що називається породжуючим [4].

У реальних умовах на реєстрацію кардіосигналів завжди впливають завади. Їх, базуючись на роботах [4, 5], зручно подати також у вигляді лінійного випадкового просторово-часового поля. З врахуванням цього результуюче кардіополе можна подати так:

$$\xi(\omega,t,g) = \int_{-\infty}^{t}\int_{Q}\phi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})d_\tau d_{\vec{q}}\eta_1(\omega,\tau,\vec{q}) + \int_{-\infty}^{t}\int_{G-Q}\psi(t,\tau,\vec{g},\vec{r})d_\tau d_{\vec{q}}\eta_2(\omega,\tau,\vec{q}),$$

$$\omega\in\Omega,\ \ t\in[0,\infty),\ \ \vec{g}\in G, \tag{5}$$

де $\psi(t,\tau,\vec{g},\vec{r})$ - ядро лінійного випадкового просторово-часового поля завади; $\eta_2(\omega,\tau,\vec{r})$ - гільбертове сепарабельне просоторово-часове породжуюче поле з незалежними приростами, що є породжуючим для лінійного поля завади. Просторова область інтегрування в другому інтегралі виразу (5) дорівнює різниці областей G та Q. Оскільки результуюче поле (5) є сумою лінійних полів, то результуюче поле також буде лінійним випадковим просторово-часовим полем

$$\xi(\omega,t,\vec{g}) = \int_{-\infty}^{t}\int_{G}\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})d_\tau d_{\vec{q}}\eta(\omega,\tau,\vec{q}),\ \omega\in\Omega,\ t\in[0,\infty),\ \vec{g}\in G. \quad (6)$$

Для лінійного випадкового поля (6) можна записати багатовимірну характеристичну функцію, що відповідає повному його описові в ймовірнісному сенсі. Так, для прикладу, логарифм багатовимірної характеристичної функції лінійного випадкового поля (6) у формі Колмогорова має вигляд:

$$\begin{aligned} &\log f_\xi(u_1,\ldots,u_n;t_1,\ldots,t_n;\vec{g}_1,\ldots,\vec{g}_n) \\ &= i\cdot\sum_{j=1}^{n}u_j\cdot\int_{-\infty}^{\infty}\int_{G}\varphi(t_j,\tau,\vec{g}_j,\vec{q})d_\tau d_{\vec{q}}\alpha(\tau,\vec{q}) + \\ &+\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{G}\{\exp(i\cdot x\cdot\sum_{j=1}^{n}u_j\cdot\varphi(t_j,\tau,\vec{g}_j,\vec{q})) - \\ &-1-\frac{i\cdot x\cdot\sum_{j=1}^{n}u_j\cdot\varphi(t_j,\tau,\vec{g}_j,\vec{q})}{1+x^2}\}d_x d_\tau d_{\vec{q}}K(x,\tau,\vec{q}); \end{aligned} \quad (7)$$

де $\alpha(\tau,\vec{q}),\ K(x,\tau,\vec{q})$ - неперервні функції по τ та $\vec{q}$, що відображають ймовірнісні характеристики породжуючого поля $\eta(\omega,\tau,\vec{q})$; $K(x,\tau,\vec{q})$- пуасонівський спектр стрибків у формі Колмогорова. У (7) припускаємо, що $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})\equiv 0,$ при $\tau>t$. Таким чином ймовірнісні характеристики (6) повністю задаються ядром $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})$ та ймовірнісними характеристиками породжуючого поля $\eta(\omega,\tau,\vec{q})$.

Для відображення стохастичної періодичності кардіосигналів необхідно, щоб поле (6) мало періодичні по часовій координаті t ймовірнісні характеристики. На основі (7) цього можна досягнути трьома варіантами:

1. а) $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q}) = \varphi(t+T,\tau+\beta\cdot T,\vec{g},\vec{q}),$ (8)

б) $d_x d_\tau d_{\vec{q}}K(x,\tau,\vec{q}) = d_x d_\tau d_{\vec{q}}K(x,\tau+\beta\cdot T,\vec{q}),$ (9)

$d_\tau d_{\vec{q}}\alpha(\tau,\vec{q}) = d_\tau d_{\vec{q}}\alpha(\tau+\beta\cdot T,\vec{q});$ (10)

де $T(T>0)$ - період лінійного випадкового поля (6) по часовій координаті t. Параметр $\beta\in(-\infty,\infty)$ має значення відношення періоду приростів породжуючого поля до періоду лінійного випадкового поля по часовій координаті. З іншого боку, він визначається співвідношенням $\beta = tg\gamma$, тобто є кутовим коефіцієнтом прямої у площині τOt, вздовж якої $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q})$ є періодичною функцією при фіксованих просторових координатах $\vec{g}$ та $\vec{q}$.

2. а) $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q}) = \varphi(t-\tau,\vec{g},\vec{q})$ - ядро стаціонарної просторово-часової лінійної системи;

б) виконуються умови (9) та (10) при $\beta = 1$.

3. а) $\varphi(t,\tau,\vec{g},\vec{q}) = \varphi(t+T,\tau,\vec{g},\vec{q})$ - ядро лінійної просторово-часової системи із періодично змінними у часі характеристиками;

б) $K(x,\tau,\vec{q}) \equiv K(x,),\ \alpha(\tau,\vec{q}) \equiv \alpha$, тобто $\eta(\omega,\tau,\vec{q})$ - однорідне випадкове поле з незалежними приростами.

При фіксованих просторових координатах (6) буде лінійним випадковим процесом. Відомо, що лінійний випадковий процес (ЛВП) $\{\xi(\omega,t),\ t \in T,\ \omega \in \Omega\}$ подають як стохастичний інтеграл [5]

$$\xi(\omega,t) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t,\tau) d\eta(\omega,\tau), \tag{11}$$

де $\varphi(t,\tau)$ - невипадкова числова функція, яка для кожного $t \in [0,\infty)$ приймає скінченні значення рівномірно по τ, $\varphi(t,\tau) \in L_2, \forall t \in [0,\infty)$; $\eta(\omega,\tau)$ - стохастично неперервний сепарабельний випадковий процес з незалежними приростами, який задовольняє умови $P\{\eta(\omega,\tau) = -\eta(\omega,-\tau)\} = 1$ і $P\{\eta(\omega,0) = 0\} = 1$. Ядро (11) має фізичну інтерпретацію імпульсної реакції лінійної зі змінними в часі параметрами системи. Випадковий процес $\eta(\omega,\tau)$ називають породжуючим випадковим процесом. Узагальнена похідна від породжуючого процесу - процес білого шуму $\zeta(\omega,t)$. Таким чином, (11) можна трактувати як випадковий процес на виході лінійної системи при дії білого шуму $\zeta(\omega,t)$ на її вході .

Логарифм багатовимірної характеристичної функції ЛВП (11) у формі Леві має зображення [5]:

$$\begin{aligned} &\ln f\left(u_1,u_2,...,u_n;t_1,t_2,...,t_n\right) = \\ &= i\sum_{k=1}^{n} u_k \int_{-\infty}^{\infty} \varphi\left(\tau,t_k\right) d\mu\left(\tau\right) - \sum_{k,j=1}^{n} u_k u_j \int_{-\infty}^{\infty} \varphi\left(\tau,t_k\right)\varphi\left(\tau,t_j\right) d\sigma\left(\tau\right) + \\ &+ \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} \left[e^{ix\sum u_k \phi(\tau,t_k)} - 1 - \frac{ix}{1+x^2}\sum_{k=1}^{n} u_k \varphi\left(\tau,t_k\right) \right] d_x d_\tau L\left(x,\tau\right). \end{aligned} \tag{12}$$

З останнього виразу видно, що характеристична функція лінійного випадкового процесу визначається параметрами породжуючого процесу $\{\mu(\tau),\sigma(\tau),L(x,\tau)\}$ і ядром $\varphi(t,\tau)$.

Для відображення циклічності сигналів серця (11) повинен мати періодичні ймовірнісні характеристики. Тому слушно використати як математичну модель кардіосигналів лінійні періодичні випадкові процеси (ЛПВП), що є підкласом ЛВП. На основі результатів роботи [6] ЛПВП можна задати трьома варіантами конструктивного методу стохастичних інтегральних уявлень випадкових процесів. Лінійний процес (11) може бути T -періодичним $(T > 0)$ також в трьох випадках [6].

1. У загальному випадку:

а) $$\varphi(t,\tau) = \varphi(t+T,\tau+\alpha T), \alpha \in (-\infty,\infty), \tag{13}$$

тобто $\varphi(t,\tau)$ - ядро нестаціонарної лінійної системи;

б) $$\begin{aligned} &d\chi_1(\tau) = d\chi_1(\tau+\alpha T), \\ &d\chi_2(\tau) = d\chi_2(\tau+\alpha T), \\ &\partial_x\partial_\tau L(x,\tau) = \partial_x\partial_\tau L(x,\tau+\alpha T), \end{aligned} \tag{14}$$

де $\chi_1(\tau),\chi_2(\tau)$ - перші дві кумулянтні функції процесу $\eta(\omega,\tau)$, а $L(x,\tau)$- його пуасонівський спектр стрибків у формі Леві (неоднорідний породжуючий процес). Параметр α має значення відношення періоду приростів породжуючого процесу до періоду лінійного процесу.

2. Для процесу (11)

а) $\varphi(t,\tau)=\varphi(t-\tau)\in L_2(-\infty,\infty)$ - ядро стаціонарної лінійної системи;

б) виконуються умови (14) при $\alpha=1$. Тобто, $\eta(\omega,\tau)$ - випадковий процес з незалежними Т-періодичними приростами [7].

3. Для процесу (11)

а) $\varphi(t,\tau)=\varphi(t+T,\tau)$,

б) $\chi_1(\tau)\equiv\mu;\chi_2(\tau)=\sigma^2,L(x,\tau)\equiv L(x)$, (15)

тобто, породжуючий процес $\eta(\omega,\tau)$ є однорідним.

Використання запропонованої моделі дозволяє розробити алгоритми сумісної обробки кардіосигналів з метою діагностування стану серця за декількома зареєстрованими сигналами від нього. Для прикладу, це можуть бути алгоритми для діагностики за фонокардіосигналом та електрокардіосигналом або за електрокардіосигналами зареєстрованими у декількох відведеннях. Такий підхід дозволяє виявити порушення у роботі серця, які неможливо виявити при обробці окремих кардіосигналів.

Для діагностики стану серця засобами ЕОМ кардіосигнали треба продискретизувати та оцифрувати. В такому випадку їх математичною моделлю стане дискретний аналог ЛПВП (11) , тобто, дискретний лінійний періодичний випадковий процес, який є вкладений у процес (11):

$$\xi(\omega,i)=\sum_{j=-N}^{i}\varphi(i,j)\zeta(\omega,j),\ i,j\in Z,\omega\in\Omega, \tag{16}$$

де $\{\varphi(i,j),\ i=\overline{0,M}\ ,j=\overline{-N,i}\}$ - множина відліків імпульсної реакції дискретної лінійної системи, а випадкова послідовність $\{\zeta(\omega,j),j=\overline{-N,M}\}$ є дискретним білим шумом – процесом з незалежними (некорельованими) значеннями.

Для врахування циклічності оцифрованих кардіосигналів в (16) згідно з (13), (14) та (15), ядро $\{\varphi(i,j),\ i=\overline{0,M}\ ,j=\overline{-N,i}\}$ та дискретний білий шум $\{\zeta(\omega,j),j=\overline{-N,M}\}$ повинні задовольняти одне з трьох співвідношень:

1. а) $\varphi(i,j)=\varphi(i+K,j+\gamma\cdot K),\ \gamma,K\in Z,\ K>0;$ (17)

де K - період дискретногоЛПВП;

б) $\{\zeta(\omega,j),j=\overline{-N,M}\}$- $\gamma\cdot K$-періодичний дискретний білий шум.

2. а) $\varphi(i,j)=\varphi(i-j)$; (18)

б) $\{\zeta(\omega,j),j=\overline{-N,M}\}$ - K-періодичний дискретний білий шум.

3. а) $\varphi(i,j)=\varphi(i+K,j);$ (19)

б) $\{\zeta(\omega,j),j=\overline{-N,M}\}$ - стаціонарний дискретний білий шум.

На основі (16) та наведених співвідношень (17), (18), (19) можна проводити моделювання на ЕОМ реалізацій дискретних лінійних періодичних випадкових процесів, використовуючи вираз

$$\xi_\omega(i)=\sum_{j=-N}^{i}\varphi(i,j)\zeta_\omega(j),i=\overline{0,M}, \tag{20}$$

де $\{ \xi_\omega(i), i = \overline{0,M} \}$ - реалізація дискретного лінійного випадкового процесу (16) при фіксованій елементарній події $\omega \in \Omega$, $\{ \zeta_\omega(j), j = \overline{-N,M} \}$ - реалізація дискретного білого шуму. Як видно з (20), для моделювання дискретного лінійного випадкового процесу необхідно задатися послідовністю відліків $\varphi(i,j)$ та ймовірнісними характеристиками дискретного білого шуму $\{ \zeta_\omega(j), j = \overline{-N,M} \}$.

Для створення алгоритмів роботи технічних систем функціональної діагностики стану серця на основі запропонованих моделей кардіосигналів можна розв'язати такі задачі:

Розробити методи визначення ядер $\varphi(t,\tau)$ та статистичних характеристик породжуючого процесу $\eta(\omega,\tau)$ для лінійного періодичного випадкового процесу при відомих статистичних характеристиках кардіосигналів.

Створити комп'ютерну базу даних реалізацій кардіосигналів для типових функціональних станів серця.

Виділити інформативні ознаки для різних типів кардіосигналів: електрокардіосигналу, магнітокардіосигналу, фонокардіосигналу, ехокардіосигналу та їх комбінацій при діагностиці за декількома кардіосигналами різної фізичної природи.

Розробити математичне та програмне забезпечення для проведення статистичного оцінювання діагностичних ознак кардіосигналів та моделювання реалізацій дискретних ЛПВП із заданими характеристиками.

Сформувати у просторі діагностичних ознак навчальну сукупність образів, які відповідають типовим функціональним станам серця та побудувати правила прийняття рішень з метою діагностики функціонального стану серця за зареєстрованими кардіосигналами.

Таким чином, на основі отриманих у роботі результатів щодо використання лінійних періодичних випадкових процесів та полів як математичних моделей кардіосигналів, можна зробити наступні висновки:

1. Лінійні періодичні випадкові процеси та поля є конструктивними моделями реальних кардіосигналів. Вони добре узгоджуються з механізмами, природою породження сигналів серця.
2. Використання запропонованих моделей дозволяє проводити обробку, діагностику, моделювання різних за своєю фізичною природою кардіосигналів та їх комбінацій з позицій єдиного теоретико-методологічного підходу.
3. Такі процеси повністю задають досліджуваний сигнал у ймовірнісному розумінні. Тобто, для таких випадкових процесів та полів можна задати вищі центральні та початкові моменти, багатовимірні характеристичні функції та функції розподілу ймовірностей.
4. Реалізації ЛПВП зручно моделювати засобами цифрової та аналогової техніки [9].
5. Використиння ЛПВП дозволяє значно спростити аналіз лінійних перетворень кардіосигналів, що мають місце при їх обробці, оскільки вони зводяться до обчислення інтегральних перетворень невипадкових функцій, зберігаючи при цьому незмінною форму ймовірнісних характеристик досліджуваного процесу.

Результати досліджень показують, що лінійні періодичні випадкові процеси та поля описують широке коло сигналів серця і можуть бути використані при розробці алгоритмів для функціональної діагностики серця.

In this paper as a mathematical models of signals from heart for compute diagnostic of its functional state is propose to use linear periodic random processes and fields. On the base of investigation of nature generation of cardiosignals was created its constructive model.

Література

1. Кокс, Нолл, Артур. Анализ електроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине// ТИИЭР. 1972. №. 4. -С. 36 – 70.
2. Макфи, Бол. Исследования в области электрокардиографии и магнитокардиографии. //ТИИЭР.1972. №3. -С.53-98.
3. Гоффман Б., Крейнфилд П. Электрофизиология сердца. -М. 1962
4. Приймак М. В. Лінійні випадкові поля з періодичним породжуючим полем. //Технічна електродинаміка. 1998.-№3. -С.24-26.
5. Марченко Б.Г. Метод стохастических интегральных представлений и его приложения в радиотехнике.-Киев: Наукова думка, 1973.-С.192.
6. Марченко Б.Г. Линейные случайные процессы и их приложение. –К.: Наукова думка, 1975, с.143.
7. Марченко Б.Г. Лінійні періодичні процеси // Пр. Ін.-ту електродинаміки НАН України. Електротехніка. 1999. С. 165-182.
8. Красильников О. І., Марченко Б. Г., Приймак М. В.. Процеси з незалежними періодичними приростами і періодичні білі шуми //Відбір і обробка інформації. 1996. -Вип. 10. -С. 22-27.
9. Приймак М. В. Лінійні періодичні випадкові процеси і їх моделювання на ЕОМ //Вісник Тернопільского державного технічного університету. 1998. - №3. С.111 – 114.

Одержано 01.06.2000 р.