УДК 519.24:612.176

ІМІТАЦІЙНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПРИ ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

М. О. Хвостівський, В. Л. Дунець, Г. М. Шадріна, Л. Є. Дедів
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46001, Україна. E-mail: dunetc@mail.ua

Розроблено комп'ютерну імітаційну модель електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у вигляді суми синусоїд із випадковими значеннями амплітуд, їх тривалостей, експоненційним затуханням на характерних часових рівнях та зі зміною періодів сигналу за наперед заданим законом (характерна особливість сигналу при фізичному навантаженні). Запропонована імітаційна модель ураховує у своїй структурі поєднання властивостей повторності з випадковістю, зміни періодів сигналу за наперед заданим законом і дає змогу за відомими медичними параметрами моделювати сигнали патологій і норм із високою вірогідністю відтворення. За допомогою програмного забезпечення Matlab розроблено програму для імітування електрокардіосигналів при фізичному навантаженні з графічним інтерфейсом користувача, за допомогою якої можна легко згенерувати любий тип електрокардіосигналу (норма чи патологія).

Ключові слова: електрокардіосигнал, імітаційна модель, математична модель, період, фізичне навантаження, Matlab.

ИМИТАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ПРИ ФИЗИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ

М. О. Хвостивский, В. Л. Дунец, Г. М. Шадрина, Л. Е. Дедив
Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя
ул. Руська, 20, г. Тернополь, 46001, Украина. E-mail: dunetc@mail.ua

Разработана компьютерная имитационная модель электрокардиосигнала при физической нагрузке в виде суммы синусоид со случайными значениями амплитуд, их длительностей, экспоненциальным затуханием на характерных временных уровнях и с изменением периодов сигнала по заранее заданному закону (характерная особенность сигнала при физической нагрузке). Предлагаемая имитационная модель учитывает в своей структуре сочетание свойств повторности со случайностью смены периодов сигнала по заранее заданному закону и позволяет по известным медицинским параметрам моделировать сигналы патологий и норм с высокой вероятностью воспроизведения. С помощью программного обеспечения Matlab разработана программа для имитации электрокардиосигналов при физической нагрузке с графическим интерфейсом пользователя, с помощью которой можно легко сгенерировать любой тип электрокардиосигнала (норма или патология).

Ключевые слова: электрокардиосигнал, имитационная модель, математическая модель, период, физическая нагрузка, Matlab.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. За статистичними даними Європейської Спілки Кардіологів спостерігається тенденція до зростанні раптової смертності підлітків під час фізичних тренувань, яка, станом на 2011 рік, становить 2,3 % на 100000 підлітків, із них 2,1 % – раптова смертність від прихованих захворювань серцево-судинної системи (ССС). Таку високу смертність лікарі пов'язують із негативним впливом на функціональний стан людського організму таких факторів як суцільна комп'ютеризація, яка призводить до пасивного способу життя; стреси; розумове перенавантаження; погіршення екології; сезонні впливи та ін. Тому контроль і своєчасна діагностика стану ССС при фізичному навантаженні та врахування адаптивних можливостей організму людини є актуальною задачею.

Для запобігання смертностей під час фізичних тренувань у спортивній медицині використовують скринінгові обстеження, в яких діагностування стану ССС і виявлення проявів прихованих патологій проводять за допомогою функціональних проб (ФП) у вигляді дозованого фізичного навантаження, де основним джерелом інформації про стан ССС слугує електрокардіосигнал (ЕКС). Належне опрацювання ЕКС за допомогою кардіодіагностичних систем ("Кардіолаб" ХАІ Медика, Україна; "Поліспектр-тм" Нейро-софт, Росія; "Easy ECG Stress" Ates medica deice S.R.L., Італія; "Cortex MetaLyzer" Cortex, Німеччина; "EN-Stair" Enraf-nonius, Голландія; "Schiller" Schiller AG, Швейцарія; "E-Bike" General electric, США та інші) дає змогу виявити функціональні зміни у ССС при фізичному навантаженні та вибрати методику проведення профілактичних заходів, а у випадку виявлення патологічних порушень, запобігти розвитку хвороби відповідним лікуванням.

Ефективність опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні суттєво залежить від наявності адекватної до такої задачі його математичної моделі і розробленої на її основі комп'ютерної імітаційної моделі як засобу для тестування результатів опрацювання ЕКС, оскільки імітаційна модель дає змогу задавати у своїй структурі апріорні дані про характерні властивості сигналу при фізичному навантаженні.

Аналіз відомих комп'ютерних імітаційних моделей ЕКС показав, що у їх структурах не враховано зміну його періоду за наперед заданим законом, що є характерною особливістю для даного типу сигналів при фізичному навантаженні. Зокрема, математична модель ЕКС у вигляді вектора дискретних стаціонарних лінійних випадкових процесів (Лупенко С.А., Литвиненко Я.В., Щербак А.М.) [1] – не враховує нестаціонарність; адитивна суміш стаціо-

нарних і нестаціонарних послідовностей (Литвиненко Я.В.) [2] – не враховує випадковість часових інтервалів (наприклад, інтервалів між зубцями); адитивно-мультиплікативна модель (Файнзильберг Л.С., Беклер Т.Ю.) [3] – не враховує зміну періоду за наперед заданим законом; циклічний випадковий процес та вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів (Лупенко С.А.) [4, 5] – не дає змогу описати електрокардіосигнал при фізичному навантаженні; періодично корельована випадкова послідовність (ПКВП) (Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів Л.Є., Дунець В.Л.) [6] – не враховує випадкову зміну періоду, а неформалізована абстрактна модель у вигляді кусково-лінійної апроксимації (Losada R.) [7] – не враховує плавність переходів між зубцями P, Q, R, S, T, U та циклами ЕКС.

Тому розроблення комп'ютерної імітаційної моделі ЕКС, яка би врахувала у своїй структурі поєднання періодичності з випадковістю та зміну періоду сигналу за наперед заданим законом для задачі верифікації методів опрацювання сигналів при фізичному навантаженні в кардіодіагностичних системах є актуальною науковою задачею.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. При дії на організм людини фізичного навантаження, тривалості кардіоциклів починають зменшуватися до певного рівня, а після завершення фізичного навантаження, зростають упродовж деякого часу до попереднього рівня (стан відновлення). Враховуючи те, що організм людини функціонує як одне ціле (робота м'язів тісно пов'язана із роботою серця єдиною системою кровообігу), серце людини при фізичному навантаженні змінює свій режим роботи переходячи з одного функціонального стану в інший. Базуючись на припущенні про те, що організм людини може перебувати в різних функціональних станах, а саме: стані спокою, фізичного навантаження та відновлення після фізичного навантаження, ЕКС при фізичному навантаженні розбито на відповідні ділянки, які відповідають кожному із функціональних станів (рис. 1).

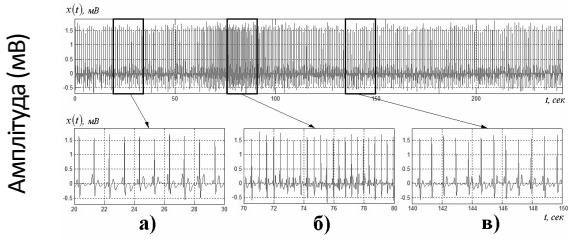

Рисунок 1 – Експериментально зареєстрований ЕКС при фізичному навантажені: (а) стан спокою, (б) стан навантаження, (в) стан відновлення

Рис. 1 свідчить, що експериментально зареєстрований системою „CARDIOSENS" ЕКС людини, під час фізичного навантаження (ФП Руф'є – 30 присідань за 45 с), гостро реагує на нього, змінюючи ритм та амплітуду, але не змінюючи своєї структури.

Для того, щоб виявити функціональні зміни у ССС при фізичному навантаженні та вибрати методику проведення профілактичних або лікувальних заходів (у випадку виявлення патологічних порушень), необхідно опрацювати ЕКС при фізичному навантаженні на базі адекватної до такої задачі його математичної моделі і розробити на її основі комп'ютерну імітаційну модель.

У працях Драгана Я.П., Дунця В.Л. [8, 9], математичну модель ЕКС при фізичному навантаженні обґрунтовано у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) класу π^T, який має подання через стаціонарні компоненти:

$$\xi(t)=\sum_{k\in Z}\xi_k(t)e^{i\Lambda kt}, \qquad (1)$$

де $\xi_k(t), k\in Z$ – випадкова складова, $e^{i\Lambda kt}$ – періодична складова ЕКС, Λ – базова частота.

Базуючись на математичній моделі ЕКС у вигляді ПКВП, комп'ютерна імітаційна модель повинна бути періодичною (повторюючи амплітудні значення зубців PQRST через період *T*), випадковою (змінюючи відповідним чином тривалості зубців та їх амплітудні значення) та враховувати зміну серцевого циклу під час дозованого фізичного навантаження, змінюючи належним чином період *T*.

Згідно літературних джерел [10, 11] ЕКС у межах періоду *T* (серцевий цикл) складається із семи характерних хвиль у вигляді зубців PQRST (рис. 2), тому будемо моделювати кожну із хвиль окремо, а потім об'єднавши їх в один цілий масив утворимо ЕКС.

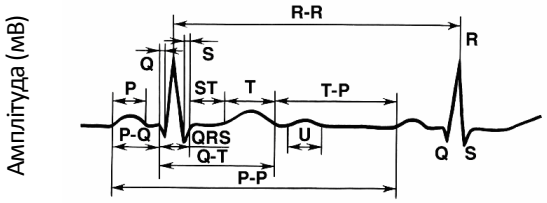

Рисунок 2 – Основні параметри електрокардіосиґналу

Спочатку моделюємо хвилі ЕКС (Q, R, S, T, U) у межах їх часового діапазону *k*-го періоду, відповідно від 0 до T_{nk}, потім змодельовані хвилі розташовуємо на часовій осі залежно від їх послідовного розміщення, а часові проміжки, яким вони не належать, заповнюємо нулями згідно виразу:

$$\xi_k(t)=\sum_{k\in Z}\widetilde{\xi}_{nk}(t), t\in[0,T_k),\ T_1\neq T_2\neq\ldots\neq T_k, \qquad (2)$$

де $\widetilde{\xi}_{nk}(t)$ – продовжені по часовій області хвилі ЕКС $\xi_{nk}(t),\ t\in[0,T_{nk})$ (заповнення нулями часових проміжків, яким не належать хвилі):

$$\widetilde{\xi}_{nk}(t)=\begin{cases}\xi_{nk}(t), t\in\left[T_{(n-1)k},T_{nk}\right)\\ 0, \quad t\notin\left[T_{(n-1)k},T_{nk}\right)\end{cases}, \qquad (3)$$

де T_{nk} – тривалість *n*-ої хвилі на *k*-му періоді ЕКС, $T_{1k}\neq T_{2k}\neq ...T_{kn}$.

Для детального розуміння способу формування ЕКС, на рис. 2 зображено як формується ЕКС у межах періоду (рис. 3).

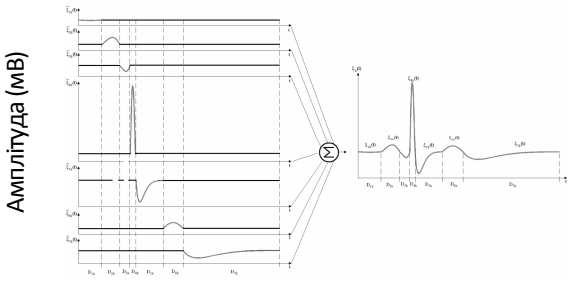

Рисунок 3 – Спосіб формування *k*-ї хвилі ЕКС у межах періоду

Отримані таким чином у межах періоду хвилі ЕКС сумуються, і маємо сигнал в цілому, сформований на періоді.

Оскільки ЕКС є повторним, тому, щоб змоделювати періодичний сиґнал, його необхідно подовжити на необхідну *n*-ну кількість періодів:

$$\xi(t)=\sum_{k\in Z}\widetilde{\xi}_k(t), \quad t\in R, \qquad (4)$$

Змодельовані періоди ЕКС (5) розташовуємо на часовій осі залежно від їх послідовного розміщення в часі. Області, яким вони не належать, заповнюємо нулями відповідно до виразу

$$\widetilde{\xi}_k(t)=\begin{cases}\xi_k(t), t\in\left[T_{k-1},T_k\right)\\ 0, \quad t\notin\left[T_{k-1},T_k\right)\end{cases}, \qquad (5)$$

де $\widetilde{\xi}_k(t)$ - періодично продовжений ЕКС по часовій осі, $\widetilde{\xi}_k(t), t\in R$, $\xi_k(t)$ - ЕКС у межах *k*-го періоду T_k, $\xi_k(t), t\in[0,T_k)$, T_k – тривалість *k*-го періоду ЕКС, $T_1\neq T_2\neq ...T_k$.

Окрім періодичності, ЕКС характеризується випадковістю амплітуд зубців та їх тривалостей. Внесення випадковості забезпечується використанням для опису ЕКС моделі у вигляді ПКВП, яка в своїй структурі її враховує.

На рис. 4 зображено схему формування ЕКС у межах реалізації для детального розуміння, як формується повторний та випадковий ЕКС.

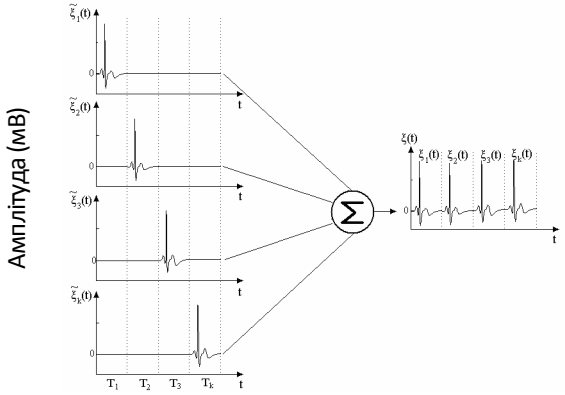

Рисунок 4 – Принцип формування повторного та випадкового ЕКС

Зміну періоду ЕКС при фізичному навантажені зображено на рис. 5, де через D1, D2 і D3 позначено області, на яких період змінює своє значення, A – максимальне значення періоду (при навантаженні).

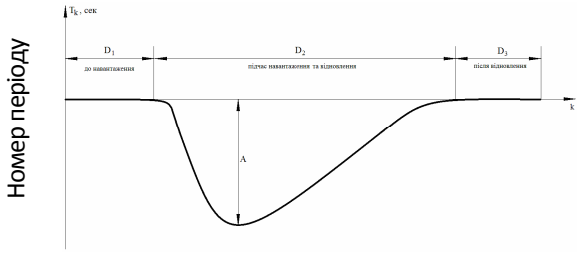

Рисунок 5 – Зміна періоду ЕКС при фізичному навантаженні

Для опису зміни періоду ЕКС при фізичному навантаженні запропоновано ввести коефіцієнт зміни періоду K_{T_k} (коефіцієнт підсилення або послаблення), який забезпечить імітування ЕКС за формою (рис. 5), шляхом його перемноження на значення *k*-го періоду $T_k\cdot K_{T_k}$.

На рис. 5 видно, що значення періоду ЕКС змінюється за експоненційним законом: при навантаженні різко зростає і при відновленні плавно падає, тому значення коефіцієнта зміни K_{T_k} має змінюватися за таким же законом.

Отже, зміну періоду при дозованому фізичному навантаженні (ФП Руф'є – 30 присідань за 45 с) описуємо за допомогою синусоїди з експоненційним затуханням на певних заданих часових проміжках у вигляді виразу:

$$K_{T_k}=\sum_{n=\overline{1,3}}\widetilde{K}_{T_{nk}}, \quad k=\overline{1,K_{\max}}, \qquad (6)$$

де $\widetilde{K}_{T_{nk}}$ – продовжені за відліками хвилі коефіцієнта зміни періоду $K_{T_{nk}}$, $n=\overline{1,3}$, $k=\overline{1,K_{\max}}$ (заповнення нулями ділянки, яким не належать хвилі):

$$\widetilde{K}_{T_{nk}} = \begin{cases} K_{T_{nk}}, & k \in D_n \\ 0, & t \notin D_n \end{cases}, \qquad (7)$$

де $K_{T_{nk}}$ – *n*-на хвиля коефіцієнта зміни періоду в межах *k*-го періоду K_{T_k}.

На рис. 6 зображено спосіб формування зміни *k*-го періоду ЕКС при фізичному навантаженні.

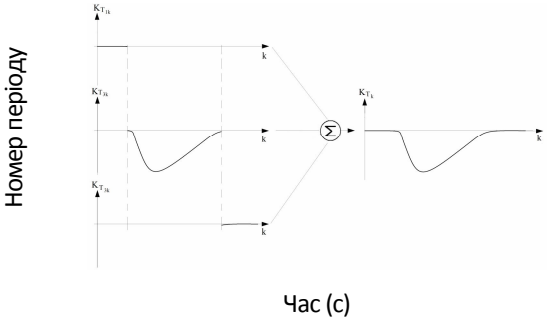

Рисунок 6 – Спосіб формування коефіцієнта зміни періоду

Базуючись на способах імітування ЕКС (рисунки 2-4), імітаційну модель подано у вигляді виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \widetilde{\xi}_k(t) = \sum_{k \in Z} \sum_{n \in Z} \widetilde{\xi}_{nk}(t), \qquad t \in \mathbf{R}, \qquad (8)$$

де $\widetilde{\xi}_k(t)$ – продовжений по числовій осі *k*-ий період ЕКС, $\widetilde{\xi}_k(t), t \in \mathbf{R}$, $\widetilde{\xi}_{nk}(t)$ – продовжені по часовій області *n*-ні хвилі ЕКС, $\widetilde{\xi}_{nk}(t)$, $t \in [0, T_{nk})$.

Імітаційну модель *n*-ої хвилі ЕКС на одному *k*-му періоді T_k побудовано у вигляді синусоїди із експоненційним затуханням на характерних часових інтервалах, яка враховує медичні діагностичні параметри, такі як амплітуди хвиль та їх часові тривалості і випадковість амплітуд хвиль та їх часових інтервалів:

$$s_{nk}(t) = A_{nk} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, \quad t \in [0, T_{nk}), \qquad (9)$$

де *n* – номер хвилі на певних інтервалах, *n*=1,2,..., N, N – кількість хвиль, T_{nk} – тривалість *n*-ої хвилі на *k*-му періоді, A_{nk} – амплітуда *nk*-ої хвилі, f_{nk} – частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду), K_{nk} – коефіцієнти нахилу *nk*-ої хвилі, L_{nk} – масштабні коефіцієнти для *nk*-ої хвилі.

У моделі (9) амплітуди хвиль A_{nk} і часові їх тривалості T_{nk} є сталими величинами, тому в даний вираз введено випадкову складову:

$$\xi_{nk}(t) = (A_{nk} + \psi_A) \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_T) \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, \quad t \in [0, T_{nk}), \qquad (10)$$

де $\psi_A(M\{A\}, D(A))$ – випадкова величина амплітуди хвиль з математичним сподіванням $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$, яка є показником відхилення, $\psi_T(M\{T\}, D\{T\})$ – випадкова величина тривалості хвиль з математичним сподіванням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$, яка є показником відхилення.

На рис. 7 зображено ЕКС з основними інформативними параметрами, які є необхідними для задачі параметричної ідентифікації.

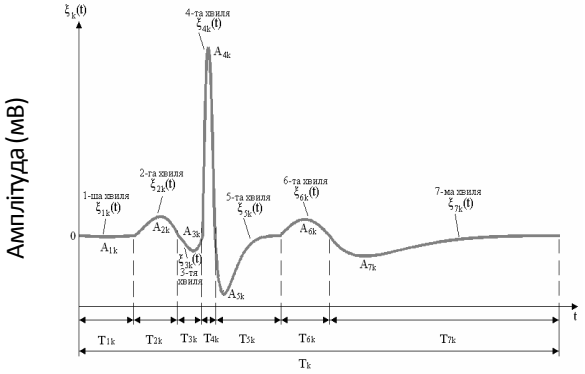

Рисунок 7 – Електрокардіосиґнал та його основні параметри

Отримані значення функцій (11) для *n* хвиль об'єднано в одну функцію:

$$\xi_k(t) = \xi_{1k}(t_1) \cup \xi_{2k}(t_2) \cup \xi_{3k}(t_3) .. \xi_{kn}(t_k), \qquad (11)$$

де $t_{1k} \in [0, T_{1k})$ – часовий діапазон 1-ої хвилі, $t_{2k} \in [0, T_{2k})$ – часовий діапазон 2-ої хвилі, $t_{3k} \in [0, T_{3k})$ – часовий діапазон 3-ої хвилі, $t_{nk} \in [0, T_{nk})$ – часовий діапазон *n*-ої хвилі, $t \in [0, (T_{1k} + T_{2k} + T_{3k} + ... + T_{nk}))$ – тривалості, яка рівна періоду T_k ЕКС.

Вираз (11) зображено у вигляді виразу:

$$\xi_k(t) = \sum_{n \in Z} \widetilde{\xi}_{nk}(t), \; t \in [0, T_k) \qquad (12)$$

де $\widetilde{\xi}_{nk}(t)$ – продовжені по часовій області *n*-ні хвилі ЕКС $\xi_{nk}(t)$, $\widetilde{\xi}_{nk}(t)$, $t \in [0, T_{nk})$.

Вираз (12) описує імітаційну модель ЕКС у межах *k*-го періоду T_k, яка враховує у своїй структурі випадковість амплітуд та їх тривалостей, тобто є нестаціонарним випадковим процесом.

Підставивши вирази (10) і (12) в (8) отримано:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^{N_k} \begin{cases} \sum_{n}^{M_n} \begin{cases} \xi_{nk}(t), t \in [T_{(n-1)k}, T_{nk}) \\ 0, \end{cases}, \\ 0, \end{cases} \quad \begin{cases} t \in [K_{T_{k-1}} T_{k-1}, K_{T_k} T_k) \\ t \notin [K_{T_{k-1}} T_{k-1}, K_{T_k} T_k) \end{cases} \qquad (13)$$

де N_k – кількість періодів ЕКС, M_n – кількість хвиль ЕКС в межах *k*-го періоду, K_{T_k} – коефіцієнт зміни періоду:

$$K_{T_k} = \sum_{n=1,3} \left(\begin{cases} A_{Tnk} \sin\left(2 \cdot \pi \cdot k \cdot f_{Tnk}\right) \cdot e^{-k \cdot M_{Tnk}} \cdot L_{T_{nk}}, \\ 0, \end{cases} \right) \quad (14)$$
$$\begin{cases} k \in D_n \\ k \notin D_n \end{cases} \qquad k = \overline{1, K_{\max}}$$

де D_n – n-на область, на яких період змінює своє значення, $K_{\max}$ – максимальна значення зміни періоду, $A_{T_{nk}}$ – максимальне значення n-ої хвилі на k-му періоді, $f_{T_{nk}}$ – частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду), $M_{T_{nk}}$ – коефіцієнти нахилу nk-ої хвилі, $L_{T_{nk}}$ – масштабні коефіцієнти для nk-ої хвилі,

Отже, вираз (14) є описує імітаційну модель ЕКС, яка враховує у своїй структурі випадковість, повторність та зміну періоду за наперед заданим законом.

Реалізація комп'ютерної імітаційної моделі ЕКС при дозованому фізичному навантаженні, яка розроблена за допомогою сучасного програмного забезпечення у середовищі MATLAB, із графічним інтерфейсом користувача, зображено на рис. 8.

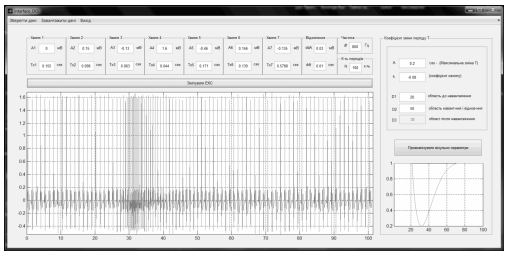

Рисунок 8 – Реалізація імітованого електрокардіосиґналу при фізичному навантаженні (t_1=75 с, t_2=25 с, t_3=45 с)

ВИСНОВКИ. Отже, розроблена імітаційна модель електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у вигляді суми синусоїд з експоненційним затуханням на характерних часових рівнях із випадковими значеннями амплітуд та їх тривалостей дає змогу врахувати поєднання властивостей повторності із випадковістю та зміни періодів сигналу за наперед заданим законом (характерна особливість сигналу при фізичному навантаженні).

ЛІТЕРАТУРА

1. Алгоритм моделювання дискретних стаціонарних лінійних випадкових процесів / Я.В. Литвиненко, С.А. Лупенко, А.И. Чупрін, Л.М. Щербак // Актуальні проблеми автоматизації та інформаційних технологій. – Дніпропетровськ: навчальна книга. – 2000. – Т. 4. – С. 52–58.

2. Імітаційна модель електрокардіосигналу для задач тестування комп'ютерних алгоритмів його обробки / Я.В. Литвиненко, Л.М. Щербак // Тези доповідей десятої наук. конф. – Тернопіль: ТДТУ, 2005. – С. 71.

3. Применение математического моделирования в исследовании нового метода медицинской диагностики / Л.С. Файнзильберг, Т.Ю. Беклер // Вестник НТУ "ХПІ". Тематический выпуск: Информатика і моделирование. – Харьков: НТУ "ХПИ", 2011. – № 36. – С. 183–188.

4. Математичне моделювання сигналів серця в задачах технічної кардіометрії на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу / С. Лупенко, Ю. Студена // Вісн. Терноп. держ. техн. ун-ту. – 2006. – Т. 11, № 1. – С. 134–142.

5. Статистичний сумісний аналіз кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / С.А. Лупенко, Я.В. Литвиненко, А.С. Сверрстюк // Електроніка та системи управління. – 2008. – № 4 (18). – С. 22–29.

6. Імітаційна модель електрокардіосиґналу на основі періодично корельованого випадкового процесу / Л.Є. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Л. Дунець, Г.М. Шадріна // Вісник Тернопільського державного технічного університету – Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя, 2008. – № 3. – С. 201–205.

7. Matlab701/toolbox/signal/sigdemos/ecg.m – Шлях доступу до функції генерування електрокардіосигналу.

8. Обгрунтування адекватності математичної моделі електрокардіосиґналу для задачі виявлення патології / В.Л. Дунець, Я.П. Драган, Г.М. Осухівська // Вісник Хмельницького національного технологічного університету – Хмельницький: ХНУ, 2007. – № 2. – С. 99–102.

9. Дунець В.Л. Стохастична модель електрокардіосиґналу для задачі діагностики стану серця під час фізичного навантаження // Вісник національного університету «Львівська політехніка». – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2011. – № 694. – С. 260–265.

10. Біомедичні сигнали та їх обробка / Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І. і ін. – К.: Тоо "ВЕК+", 1997. – 349 с.

11. Электрокардиографический атлас / А.З. Чернов, М.И. Кечкер. – М.: "Медицина", 1979.

SIMULATION MODEL OF EXERTIONAL ELECTROCARDIOSIGNAL

M. Hvostivskyy, V. Dunets, H. Shadrina, L. Dediv
Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University
vul. Ryska, 56, Ternopil, 46001, Ukraine. E-mail: dunetc@mail.ua

The authors have developed a computer simulation model of exertional electrocardiosignal. The model considers a signal as a sum of sinusoids of random amplitude, their durations, the exponential signal attenuation for specific time levels and periods while changing the signal in a predetermined manner by law (particular feature of the signal during

an exercise). The model described takes into account structurally the combination of repetition property and random varying of the signal periods in a predetermined fashion. This model also allows for simulation of and signals for the cases of medical pathologies and normal physical state using the parameters obtained and with high probability. Using Matlab software, there was developed a program to simulate exertional electrocardiosignals with a custom graphical interface that helps you generate easily any type of electrocardiosignal (normal or pathology).

Key words: electrocardiosignal, simulation model, mathematical model, period, physical activity, Matlab.

REFERENCES

1. Litvinenko, Y., Lupenko, S., Chuprin, A., Shcerbak, L. (2000), "Algorithm simulation of discrete linear stationary stochastic processes", *Actual problems of automation and information technology*. no. 4, pp. 52–58, Ukraine.

2. Litvinenko Y., Shcherbak L. (2005), "A simulation model of electrocardiosignal for tasks testing computer algorithms of processing", *Proc. 10th Sci. Conf. TNTU*, p. 71,Ternopil, Ukraine.

3. Fajnzylber, L., Bekler, T. (2011), "Application of mathematical modeling in Study medical new method of diagnosis", *Transactions of NTU "KPI". Series: Informatic and modeling,* no. 36, pp. 183–188, Kharkov, Ukraine.

4. Lupenko, S., Studena, J. (2006), "Mathematical modeling of signals in the heart cardiometry technical problems on the basis of their model in a cyclic stochastic process", *Transactions of Ternopil State Technical University*., no. 1, pp. 134–142, Ukraine.

5.Lupenko, S. Litvinenko, Y., Sverstyuk, A. (2008), "Statistical analysis of the cardiosignal based on cyclic vector rhythmically related stochastic processes", *Electronics and control systems*, no. 4 (18), pp. 22–29, Ukraine.

6. Dediv, L., Hvostivskyy, M., Dunetc, V., Shadrina, G. (2008), "A simulation model electrocardiographic signal from periodically correlated eventual process", *Transactions of Ternopil State Technical University,* no. 3, pp. 201–205, Ukraine.

7. Matlab701/toolbox/signal/sigdemos/ecg.m – *path to generating functions electrocardiosignal.*

8. Dunets V., Dragan, Y., Osuhivska, G. (2007), "Justification elektrocardio-signals adequacy of the mathematical model for the problem of detecting pathology", *Transactions of Khmelnitsky National University of Technology*, no. 2. pp. 99–102, Ukraine.

9. Dunetc, V. (2011), "Stochastic model electrocardiosignal for problem diagnosis of the heart during exercise", *Transactions of National University "Lviv Polytechnic."*, no. 694. pp. 260–265, Ukraine.

10. Abakumov, V., Heranin, V., Rybin, A., Svatosh, J., Syncope, Y, et al. (1997), *Biomedychni sygnily ta ikh obrobka* [Biomedical Signals and processing], VEK+, Kyiv, Ukraine.

11. Chernov, A., Kechke, M. (1979), *Elektrokardiograficheskii atlas* [Electrocardiographic atlas], Medicine, Moscow, Russia.

Стаття надійшла 11.10.2013.