

УДК 519.213:612.16:616.13:621.383.8

Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу

Хвостівська Л. В., Осулівська Г. М., Хвостівський М. О., Шадріна Г. М.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

E-mail: hvostivskyi@ukr.net

Розроблено імітаційну модель добового пульсового сигналу людини на основі його математичної моделі у вигляді періодично подовжених сум двох функцій нормального розподілу із експоненціальним затуханням. На відміну від існуючих ця модель враховує випадковість, яка виникає в результаті впливу внутрішніх та зовнішніх завад, періодичність пов'язану з природою породження пульсового сигналу, зміну фази коливання як результат зміни жорсткості судин, величину амплітуд прямої та відбитої хвиль кровонаповнення судин людини й структуру доби (тобто зміну функціонування серцево-судинної системи та мозку людини впродовж доби). Імітаційна модель дає можливість за відомими медичними параметрами моделювати добові пульсові сигнали патологій і норми для задачі верифікації методів опрацювання таких сигналів у системах довготривалого моніторингу. Це є важливим при своєчасному діагностуванні стану судин людини задля коректності лікування та профілактики захворювань. На базі імітаційної моделі розроблено алгоритми опрацювання добового пульсового сигналу та відповідне програмне забезпечення із графічним інтерфейсом користувача у середовищі Matlab. Вхідними даними для моделювання таких сигналів є величини їх амплітуд, моментів часу максимального кровонаповнення та ряд інших параметрів, характерних для прямої та відбитої хвиль пульсового сигналу, а також кількість стадій доби та їх тривалості. Здійснено процедуру тестування розробленого програмного забезпечення для моделювання добових пульсових сигналів. Установлено, що отримані імітовані реалізації добових пульсових сигналів забезпечують повне відтворення форми експериментальних сигналів за часовими та амплітудними параметрами прямої та відбитої хвиль. Це дає підстави стверджувати, що розроблена імітаційна модель придатна для використання у системах довготривалого моніторингу.

Ключові слова: системи довготривалого моніторингу; верифікація; імітаційне моделювання; добовий пульсовий сигнал; програмне забезпечення

DOI: [10.20535/RADAP.2019.77.1-8](https://doi.org/10.20535/RADAP.2019.77.1-8)

Вступ. Постановка задачі

Згідно даних ВООЗ та World Health Statistics станом на кінець 2018 р. смертність, спричинена серцево-судинними захворюваннями (ССЗ) у світі становить 30% від усіх захворювань (у розрізі ССЗ - 12,2% захворювання серця, 9,7% захворювання судин).

Тенденція до зростання показників захворюваності судинної системи людини серед різних вікових категорій людей (в тому числі дітей) перетворюють цю проблему в одну з найважливіших у сучасній охороні здоров'я.

Довготривалий моніторинг пульсового сигналу є потужним інструментом для оцінювання в повсякденних умовах функцій судинної системи, судинних ушкоджень і проведення раннього скринінгу па-

цієнтів для виявлення підвищеного ризику появи захворювання [7].

Рання діагностика функціонального стану судин людини за пульсовим сигналом (ПС) здійснюється за допомогою систем довготривалого моніторингу Mobil-O-Graph (I.E.M. GmbH), BPLab (ТОВ «Петро Телегін»), Arteriograph 24 (TensioMed Ltd), Oscar 2 (Suntech Medical Inc), BPro (HealthSTATS International), Somnotouch NIBP (Somnomedics GmbH).

Результативність аналізу ПС у систем довготривалого моніторингу залежить від наявності адекватної математичної та розробленої на її базі імітаційної моделі для верифікації алгоритмів аналізу ПС у системах довготривалого моніторингу.

На даний час існує ряд імітаційних моделей пульсового сигналу, зокрема:

1. Модель Пирогова О., Заячук І., Благітко Б. у вигляді лінеаризованих рівнянь Нав'є-Стокса в циліндричних координатах [1];
2. Гармонічна трифазна модель запропонована Н.В. Мужичкою та В.В. Гнілицьким, яка відображає природу породження пульсацій в кровоносній системі в межах одного періоду [2];
3. Модель Михайлова Н.Ю., Акулова Ю.П., Толмачева Г.Н. у вигляді гармонічного осцилятора з експоненціальним затуханням [3–5];
4. Модель Самкова С.В. та Черненка О.І. у вигляді адитивної суміші випадкової та детермінованої складових [6];
5. Модель Хвостівської Л.В. у вигляді періодично продовжених сум двох функцій із заданими законами Гауса [7];
6. Модель на основі теорії солітонів Дармаєва Т.Г. та Цибікова А.С з використанням рівняння Кортевега Де Фриза та методу Хірота [8];
7. Адаптивна негармонічна модель Han-Kuei Wu, Hau-Tieng Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Tung-Hu Tsai, Wen-Hsiang Wu, Hen-Hong Chang у вигляді функції форми хвилі та методу частотно-часового аналізу [9].

Аналіз відомих імітаційних моделей ПС показав, що вони не враховують ряд факторів важливих для верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу, а саме: моделі 1-3 – випадковість сигналу; 1-7 –добову структуру та зміну фазових показників впродовж серцевих циклів; періодичність сигналу не враховано в моделях 1,6,7.

Розроблення імітаційної (комп'ютерної) моделі добового ПС із урахуванням у своїй структурі циклічності процесу, який задається роботою серця людини, зміни амплітудних та часових параметрів за рахунок внутрішніх та зовнішніх завад та добової структури для верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу є актуальною науковою задачею.

1 Структура добового пульсового сигналу

Впродовж доби функціонування серцево-судинної системи є неоднорідним, динамічним і складно організованим процесом, якому властиві циклічність, значні групові та індивідуальні варіації. Протягом дня кожна людина функціонує по-різному, не зберігаючи при цьому однорідність діяльності (велика варіація часових інтервалів фізичної, розумової, психологічної праці та ін.), чого не скажеш про сон (збереження структури сну, згідно даних дослідження енцефалограм [10,11]).

У структурі сну виділяють стадії [10,11]: повільний (англ. NREM, non rapid eye movement – без швидких рухів очей) і швидкий сон (англ. REM, rapid eye movement – з швидкими рухами очей). При цьому NREM сон складається з чотирьох рівнів, що розрізняються за глибиною: I – засинання, II – поверхневий сон, III і IV – глибокий сон. REM сон підрозділяють на тонічний і фазичний. Питома вага цих стадій у різних людей також неоднакова і залежить від багатьох чинників. Для кожної стадії характерна певна частота, амплітуда, форма ПС і різний м'язовий тонус.

Враховуючи те, що впродовж доби серце людини змінює свій режим роботи, реалізацію ПС розбито на часові інтервали (рис. 1), які відповідають тривалості кожної стадії (шкала часу подана умовно).

Отже, при розробленні імітаційної моделі добового ПС врахуємо що сигнал має складну структуру, він характеризується періодичністю та випадковістю в межах стадії, причому стадії теж періодичні та випадкові.

2 Вираз імітаційної моделі добового пульсового сигналу

Базовою ланкою процесу тестування алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу є процедура генерування ПС на базі імітаційної моделі. Імітаційна модель ПС в першу чергу визначається структурою добового ПС як ядра імітаційного моделювання.

Імітаційну модель ПС зареєстрованого впродовж доби подано у вигляді кускової послідовності ПС в межах різної стадії доби:

$$\xi(t) = \sum_{t \in R} \chi_{D_k}(t) \cdot \xi_k(t), \quad t \in R, \quad (1)$$

де $\xi_k(t)$ - ПС в межах k -ої стадії; $\chi_{D_k}(t)$ - індикаторна функція, яка рівна 1, у разі якщо $t \in D_k$, D_k - інтервал часу k -ої стадії доби; R - множина дійсних чисел.

Або аналогічне подання виразу (1) у вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^K \left(\begin{cases} \xi_k(t), & t \in D_k \\ 0 & t \notin D_k \end{cases} \right), \quad t \in R, \quad (2)$$

де K – кількість стадій, $K = 7$ згідно структури доби, наведеної на рис. 1.

D_k - інтервал часу k -ої стадії доби.

На рис. 2 зображено схему формування добового ПС згідно виразу (2).

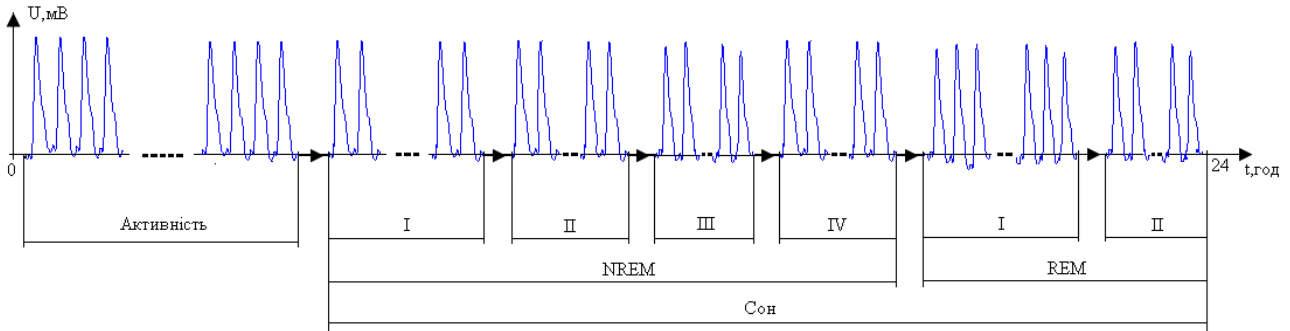


Рис. 1. Умовне розбиття добового ПС на стадії: NREM: I – засинання, II – поверхневий сон, III, IV –глибокий сон; REM: I – тонічний сон, II – фазичний сон

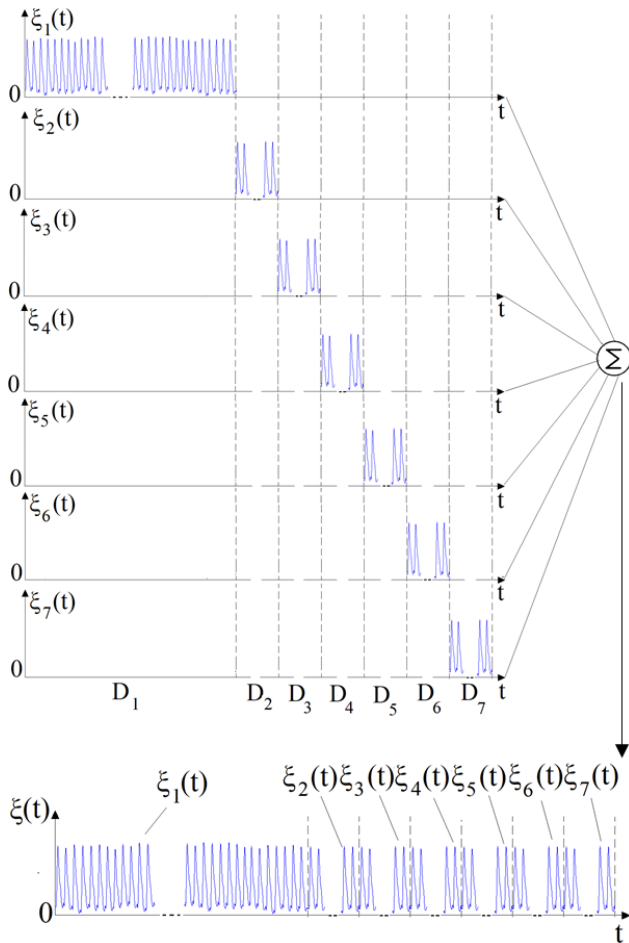


Рис. 2. Схема формування добового ПС

ПС в межах k -ої стадії характеризується періодичністю (природа породження ПС), яку враховано у виразі (2) шляхом моделювання k -тої кількості ПС $\xi_{kn}(t)$ в межах k -их періодів на n -ій стадії T_{kn} :

$$\xi_k(t) = \sum_{n=1}^N \tilde{\xi}_{kn}(t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (3)$$

де N – кількість періодів ПС; $\tilde{\xi}_{kn}(t)$ - n -ий періодично продовжений ПС по часовій осі, $\tilde{\xi}_{kn}(t), t \in \mathbb{R}$ на k -ій стадії:

$$\tilde{\xi}_{kn}(t) = \begin{cases} \xi_{kn}(t), & t \in [T_{k(n-1)}, T_{kn}) \\ 0, & t \notin [T_{k(n-1)}, T_{kn}) \end{cases}, \quad t \in \mathbb{R} \quad (4)$$

де $\xi_{kn}(t)$ - ПС в межах n -го періоду на k -ій стадії $T_{kn}, \xi_{kn}(t), t \in [0, T_{kn})$,

T_{kn} – інтервал часу n -го періоду ПС в межах k -ої стадії, $T_{k1} \neq T_{k2} \neq \dots T_{kn}$.

Згідно виразів (3), (4), ПС в межах k -их періодів на n -ій стадії $\xi_{kn}(t)$ розташовуються на часовій осі залежно від зони їх локалізації, а часові області яким вони не належать доповнюються нулями:

На рис. 3 зображено схему формування ПС згідно виразів (3), (4).

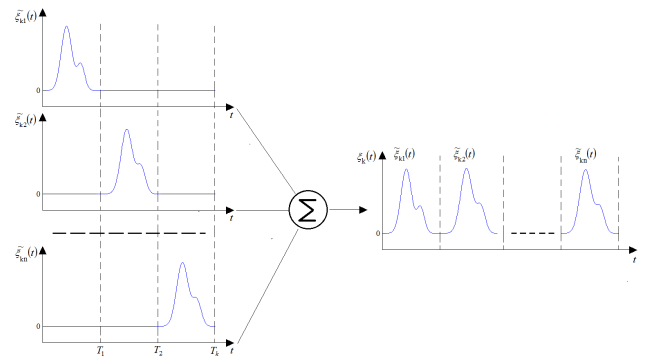


Рис. 3. Схема формування періодичного ПС для k -их стадій

ПС $\xi_{kn}(t)$ в межах k -ої стадії та n -ого періоду у своїй структурі містить дві складові у вигляді прямої та відбитої хвиль з характерними для них часовими та амплітудними параметрами $(A_{kn1}, A_{kn2}, m_{kn1}, m_{kn2}, T_{kn1}, T_{kn2}, t_{kn01}, t_{kn02})$ (рис. 4).

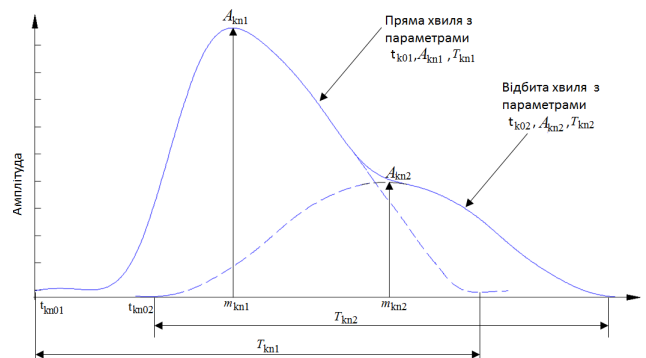


Рис. 4. Структура експериментального ПС

На рис. 4 позначено через m_{kn1} і m_{kn2} - моменти часу максимального кровонаповнення A_{kn1} і A_{kn2} ; t_{kn01} і t_{kn02} - початкові моменти часу кровонаповнення та T_{kn1} і TS_{kn2} - тривалості кровонаповнення прямої та відбитої хвилі.

З рис. 4 видно, що окрім вище наведених параметрів прямої та відбитої хвилям ПС притаманні особливості експоненціального наростання та згасання амплітуди на певних часових інтервалах, що враховано Хвостівською Л.В. [7] при удосконаленні відомої імітаційної моделі.

Алгоритм імітаційного моделювання ПС в межах одного періоду у вигляді суми двох хвиць прямої та відбитої зображено на рис. 5.

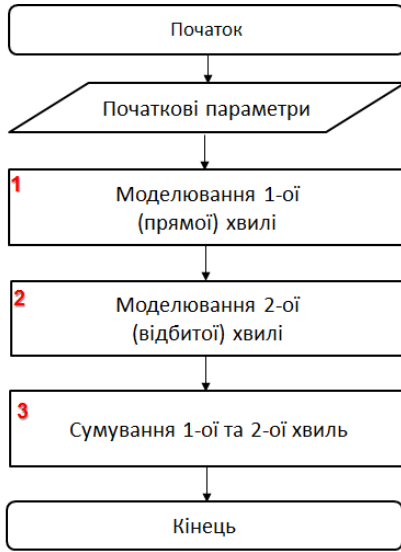


Рис. 5. Алгоритм імітаційного моделювання ПС в межах одного періоду

Із урахуванням структури ПС (рис. 4) та алгоритму (рис. 5) в якості імітаційної моделі запропоновано використати адитивну суміш двох функцій нормального розподілу із експоненціальним згасанням, які у своїй структурі поєднують притаманні ПС параметри (амплітуди, часові тривалості, початки коливання прямої та відбитої хвиць, експоненціальне наростання та згасання):

$$\xi_{kn}(t) = A_{kn1} \cdot e^{-\frac{(t-m_{kn1})^2}{2T_{kn1}^2}} \cdot e^{-tK_{kn1}} + A_{kn2} \cdot e^{-\frac{(t-m_{kn2})^2}{2T_{kn2}^2}} \cdot e^{-tK_{kn2}}, \quad t \in [0, T_{kn \max}], \quad (5)$$

де A_{kn1} і A_{kn2} - амплітуди прямої і відбитої хвиць у моменти максимального кровонаповнення; m_{kn1} і m_{kn2} - моменти часу максимального кровонаповнення; T_{kn1} і T_{kn2} - тривалості кровонаповнення; $T_{kn \max}$ - максимальне значення часу в межах k-го циклу та n-го періоду. K_{kn1} і K_{kn2} - коефіцієнти фазових відхилень 1-ої та 2-ої хвиць;

Графічні ілюстрації виразу (5) зображено на рис. 6.

Функції $e^{-tK_{kn1}}$ та забезпечують зсув фази хвиць відносно їх початкового моменту часу. Такий зсув забезпечується шляхом додавання коефіцієнтів $-tK_{kn1}$ та $-tK_{kn2}$ до аргументу функцій нормального закону для прямої $e^{-\frac{(t-m_{kn1})^2}{2T_{kn1}^2}}$ та відбитої $e^{-\frac{(t-m_{kn2})^2}{2T_{kn2}^2}}$ хвиць.

При адитивному сумуванні прямої та відбитої хвиць відбувається накладання їх амплітудних показників (рис. 7).

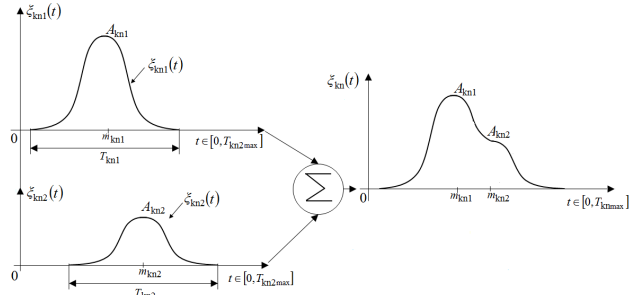


Рис. 7. Ілюстрація формування ПС в межах одного серцевого циклу із застосуванням функцій нормального розподілу

Із урахуванням правила 3-ох сігм (3σ) стосовно виразу (5), встановлено, що практично всі значення прямої хвилі містяться в інтервалі $[m_{kn1} - 3T_{kn1}; m_{kn1} + 3T_{kn1}]$, а відбитої - $[m_{kn2} - 3T_{kn2}; m_{kn2} + 3T_{kn2}]$ з достовірністю 0,9973.

Згідно цього ж правила початкові моменти часу коливання хвиць ПС визначено як різницю моментів часу максимального кровонаповнення:

$$\begin{aligned} t_{kn01} &= m_{kn1} - 3T_{kn1}, \\ t_{kn02} &= m_{kn2} - 3T_{kn2}. \end{aligned} \quad (6)$$

Кінцевий момент коливання кожної з хвиць визначається як сума моментів часу максимального кровонаповнення і $3T_{kn1}$ ($3T_{kn2}$), а саме:

- для прямої хвилі - $m_{kn1} + 3T_{kn1}$;
- для відбитої хвилі - $m_{kn2} + 3T_{kn2}$.

Враховуючи випадковість амплітудних та фазо-часових параметрів прямої та відбитої хвиць ПС отримано вираз імітаційної моделі:

$$\begin{aligned} \xi_{kn}(t) &= \xi_{kn}(t, A_{kn} + \psi_A, m_{kn} + \psi_m, T_{kn} + \psi_T, T_{kn \max} + \psi_t) = \\ &= (A_{kn1} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{kn1} + \psi_m))^2}{2(T_{kn1} + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{kn1}} + \\ &+ (A_{kn2} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{kn2} + \psi_m))^2}{2(T_{kn2} + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{kn2}}, \\ & \quad t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)]. \end{aligned} \quad (7)$$

Вираз (7) переписано в компактному вигляді:

$$\xi_{kn}(t) = \sum_{u=1}^2 (A_{knu} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{knu} + \psi_m))^2}{2(T_{knu} + \psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{knu}}, \quad (8)$$

$$t \in [0, (t_{kn \max} + \psi_t)],$$

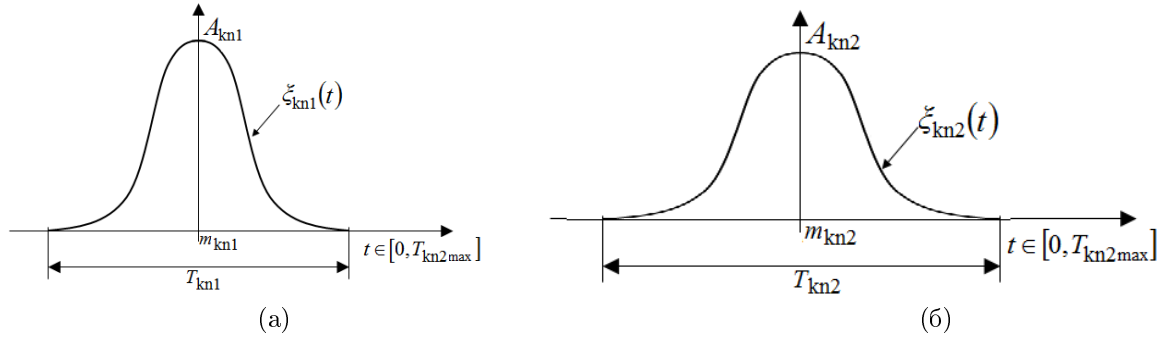


Рис. 6. Ілюстрація структури прямої (а) та відбитої хвиль (б) ПС із застосуванням функцій нормального розподілу

де $\psi_A(M\{A\}, D\{A\})$ – випадкова величина амплітуди хвиль з матсподіванням $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$;

$\psi_m(M\{T\}, D\{T\})$ – випадкова величина моменту часу максимального кровонаповнення з матсподіванням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$;

$\psi_T(M\{T\}, D\{T\})$ – випадкова величина тривалості коливання (кровонаповнення) кожної з хвиль з математичним сподіванням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$.

Враховуючи адитивний вплив різного роду зовнішніх та внутрішніх завад на ПС вираз (8) набуває вигляду:

$$\xi_{kn}(t) = \sum_{u=1}^2 (A_{knu} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{knu}+\psi_m))^2}{2(T_{knu}+\psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{knu}} + n(t), \quad (9)$$

$$\xi_k(t) = \sum_{n=1}^N \left(\begin{cases} \sum_{u=1, U} (A_{knu} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{knu}+\psi_m))^2}{2(T_{knu}+\psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{knu}} & , t \in [T_{k(n-1)}, T_{kn}] \\ 0 & , t \notin [T_{k(n-1)}, T_{kn}] \end{cases} \right) + n(t), \quad (10)$$

де T_{kn} – період ПС в межах n-го періоду на k-ій стадії; A_{nku} , m_{nku} , T_{nku} – амплітуда, момент часу максимального кровонаповнення та тривалість n-ої хвилі ПС в межах n-го періоду на k-ій стадії; ψ_k , ψ_{mk} , ψ_{Tk} – випадковість амплітуди A_{nku} , моменту часу m_{nku} та інтервали часу T_{nku} ПС на k-ій стадії; K_{nku} – коефіцієнт фазового відхилення u-ої хвилі

$$t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)],$$

де $n(t)$ – завада типу білого шуму з математичним сподіванням $M\{n\}$ та дисперсією $D\{n\}$, яка є показником адитивного впливу. Білий шум виростано як типову заваду (що є типовим для радіотехнічних системах, в т.ч. і медичної техніки), а його параметри матсподівання та дисперсії задаються залежно від поставлених умов дослідження.

Вираз для імітаційної моделі пульсового сигналу в межах k-ої стадії з урахуванням (2), (4), (9) набуває вигляду:

ПС в межах n-го періоду на k-ій стадії; U – кількість складових хвиль ПС; N – кількість серцевих циклів кровонаповнення (періодів); $n(t)$ – адитивна випадкова складова ПС.

Враховуючи (2) та (10) отримано вираз імітаційної моделі добового ПС у вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^K \left(\begin{cases} \sum_{n=1}^N \left(\begin{cases} \sum_{u=1, U} (A_{knu} + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_{knu}+\psi_m))^2}{2(T_{knu}+\psi_T)^2}} \cdot e^{-tK_{knu}} & , t \in [T_{k(n-1)}, T_{kn}] \\ 0 & , t \notin [T_{k(n-1)}, T_{kn}] \end{cases} \right) + n(t), & , t \in D_k \\ 0 & , t \notin D_k \end{cases} \right), \quad (11)$$

де K – кількість часових стадій доби, на яких ПС змінює свої параметри; N – кількість серцевих циклів кровонаповнення (періодів) в межах K-ого ци-

клу; U – кількість хвиль кровонаповнення ПС в межах N циклу кровонаповнення;

Вираз (11) описує імітаційну модель добового пульсового сигналу, яка відображає адекватно фор-

му сигналу та враховує у своїй структурі випадковість, періодичність та зміну фази коливання та структуру доби.

3 Алгоритм імітаційного моделювання добового пульсового сигналу

Алгоритм моделювання добового пульсового сигналу згідно виразу (11) подано на рис. 8.

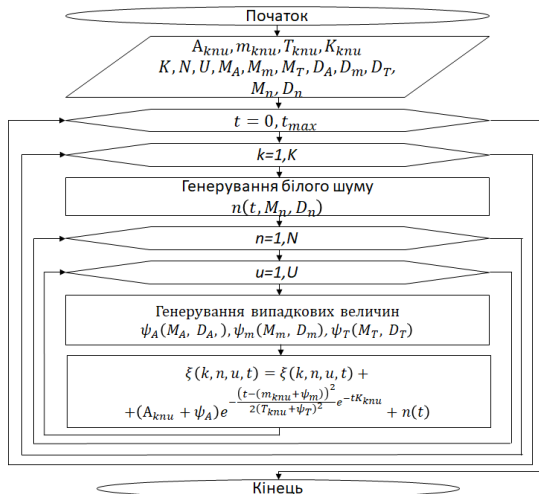


Рис. 8. Алгоритм моделювання добового пульсового сигналу

Послідовність операцій згідно алгоритму (рис. 8):

1. Задати масиви значень амплітуд A_{nku} , часових інтервалів T_{nku} та моментів часу максимального кровонаповнення m_{nku} ;
2. Задати значення коефіцієнтів фазових відхилень K_{nku} ;
3. Задати значення кількості стадій K , періодів N та хвиль U ;
4. Задати значення: випадкових величин ψ_A, ψ_m, ψ_T ; математичних сподівань M_T, M_m, M_T ; дисперсій D_A, D_m, D_T .
5. Змоделювати U -ту кількість хвиль кровонаповнення для N -ої кількості періодів ПС;
6. Додати заваду $n(t)$ до модельованих реалізацій ПС з математичним сподіванням M_n та дисперсією D_n .
7. Розташувати реалізації ПС на часовій осі залежно від їх локалізації;
8. Повторити процес моделювання ПС для кожної стадії доби.

4 Програмне забезпечення для моделювання добового пульсового сигналу

На основі виразу (11) та алгоритму (рис. 8) розроблено програмне забезпечення з графічним інтерфейсом користувача в середовищі MATLAB (рис. 9) для імітування добового ПС.

Розроблене програмне забезпечення уможливує генерування добового ПС із 7-ми стадіями, які мають індивідуальні амплітудно-часові параметри, та враховано випадкові відхилення часових та амплітудних показників, що є характерною особливістю реальних сигналів.

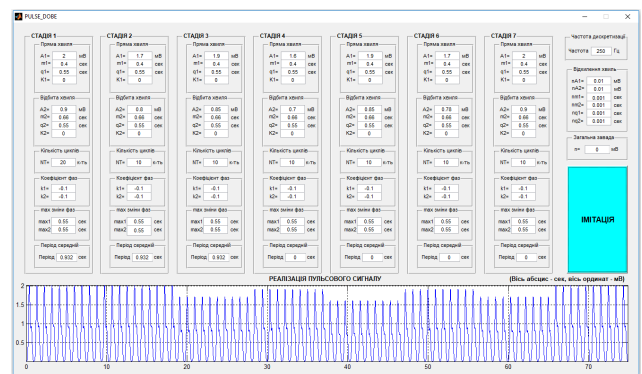


Рис. 9. Видяк графічного інтерфейсу користувача програми для імітування добового ПС із зображеною реалізацією сигналу

На рис. 9 наведено приклад імітації ПС (вхідні дані для фізіологічної норми) із 7 стадіями доби та кількістю циклів, а саме 1-ша стадія – 20 циклів; 2-га стадія – 10 циклів; 3-тя стадія – 10 циклів; 4-та стадія – 10 циклів; 5-га стадія – 10 циклів; 6-та стадія – 10 циклів; 7-ма стадія – 10 циклів. Кількість циклів можна задати суттєво більшою (як у реальних сигналах) порядку 50000 і більше.

Результати комп'ютерного імітаційного моделювання пульсового сигналу підтверджені експериментальними сигналами (рис. 10).

Експериментальні дані пульсового сигналу заереєстровані за допомогою інформаційної системи розробленої на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя [12].

З рис. 10 видно, що реалізація імітованого ПС в межах одного періоду повністю відображає форму експериментального сигналу із збереженням часових та амплітудних параметрів прямої та відбитої хвиль. Адекватність результатів моделювання пульсового сигналу підтверджено шляхом застосування об'єктивного критерію середньоквадратичного відхилення, значення якого рівне 2,112%.

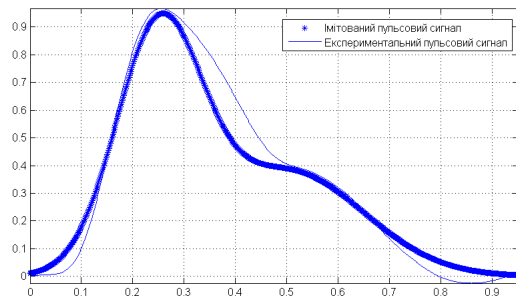


Рис. 10. Реалізації імітованого та експериментально зареєстрованого пульсових сигналів в межах одного періоду

Висновки та рекомендації

Засобами програмного забезпечення MATLAB реалізовано програму з графічним інтерфейсом користувача, яка імітує пульсовий сигнал на базі періодично подовжених сум двох функцій нормального (гаусового) розподілу із урахуванням випадковості, періодичності та зміни фази коливання. Вона дає можливість за відомими медичними параметрами імітувати пульсові сигнали. Це є адекватними при тестуванні алгоритмів опрацювання добових пульсових сигналів у системах довготривалого моніторингу.

Перелік посилань

1. Математична модель поширення пульсового сигналу у великих кровоносних судинах / Б. Благітко, І. Заячук, О. Пирогов // Фіз.-мат. моделювання та інформ. технології. — 2006. — Вип. 4. — С. 7-11.
2. Гніліцький, В.В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експресдіагностики за пульсограмами / В. В. Гніліцький, Н. В. Мужичька // Вісник ЖДТУ.— Технічні науки. — 2010. — №4(55). — С.28-38.
3. Акулов В. А. Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel. Труды третьей Всероссийской научной конференции. Ч.4. Математические модели в информационных технологиях. — Самара: СамГТУ, 2006. — С. 13–16.
4. Михайлов Н.Ю. Имитационная модель пульсовой волны для тестирования алгоритмов построения кардиоинтервалограммы // Труды аспирантов и соискателей ростовского государственного университета. 2002. Т.8. -С.20-23.
5. Михайлов Н.Ю. Математическая модель пульсовой волны / Н.Ю. Михайлов, Г.Н. Толмачев // Известия высших учебных заведений. Северо-Кавказский регион. Естественные науки. — 2003, №6, — С.3-9.
6. Самков С.В. Сверхширокополосный радар для измерения параметров сердечно-сосудистой системы человека при физических нагрузках / С.В.Самков, А.И.Черненко // II Всерос. научная конф.-семинар, 20 июня 2006 г., Муром. — 2006 — С.475- 479.

7. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини / Л.В.Хвостівська // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. — Хмельницький: ХНУ, 2016.—№ 2. — С.94-100.
8. Дармаев Т.Г. Математическое моделирование пульсовых волн на основе теории солитонов и уравнения Кортевега Де Фриза / Т.Г.Дармаев, А.С.Цыбиков, Б.В.Хабитуев // Вестник Бурятского государственного университета. → → Математика, информатика. — 2014, №9(1). — С.35-39
9. Hau-Tieng Wu, Han-Kuei Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Wen-Hsiang Wu, Tung-Hu Tsai, Hen-Hong Chang. Modeling the Pulse Signal by Wave-Shape Function and Analyzing by Synchrosqueezing Transform (June 15, 2016). PLOS ONE. Vol. 15; 11(6):e0157135, pp.1-20. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157135>
10. Ковальзон В.М. Природа сна / В.М. Ковальзон. — М:Институт проблем экологии и эволюции им. А.Н. Северцова РАН, 1995. — С.7.
11. Schwartz M.D, Kilduff T.S. The Neurobiology of Sleep and Wakefulness (2015). Psychiatrist Clin North Am, 38 (4):615-44. DOI: 10.1016/j.psc.2015.07.002. Epub 2015 Aug 28.
12. Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу / М.О. Хвостівський, Л.В.Хвостівська // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. — Т. 4, Вип. 1. — Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. — С. 83-89. — ISSN 2227-8842

References

- [1] Blagitko B., Zayachuk I., Pyrogov O. The Mathematical Model of the Pulse Wave Propagation in Large Blood Vascular (2006). Fiz.-mat. modeling and inform. technology. Vol. 4., pp. 7-11.
- [2] Gnilitzky V.V., Muzhitska N.V. Refinement of the harmonic model of pulse wave for the express-diagnosis of pulsogram (2010). The Journal of Zhytomyr State Technological University. Technical sciences. Vol. 4(55), pp.28-38. DOI: [https://doi.org/10.26642/tn-2010-4\(55\)-28-38](https://doi.org/10.26642/tn-2010-4(55)-28-38)
- [3] Akulov V.A. “Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel” (29–31 May 2006). Proceedings of the Third All-Russian Scientific Conference). Matem. Mod. Kraev. Zadachi, Samara State Technical Univ. Vol. 4, pp.13-16
- [4] Mikhailov N.Yu. Pulse wave simulation model for testing cardiointervalogram construction algorithms (2002). Works of graduate students and applicants of the Rostov State University. Vol.8. - pp.20-23.
- [5] Mikhailov N.Yu., Tolmachev G.N. Mathematical model of the pulse wave (2003). Proceedings of higher educational institutions. North Caucasus region. Natural Sciences. Vol 6, pp. 3-9.
- [6] Samkov S.V., Chernenko A.I. Ultra-wideband radar to measure the parameters of the human cardiovascular system during exercise (June 20, 2006). II Vseros. Scientific conference. Seminar. pp.475- 479.
- [7] Hvostivska L.V. The simulation pulse signal of human vessels (2016). Herald of Khmelnytskyi national university, Vol 2, pp.94-100.

- [8] Darmaev T.G., Tsybikov A.S., Khabiyuev B.V. Mathematical simulation of pulse waves based on the theory of solitons and Korteweg-de Vries equation (2014). Bulletin of the Buryat State University. Mathematics, computer science. Vol 9(1), pp. 35-39.
- [9] Hau-Tieng Wu, Han-Kuei Wu, Chun-Li Wang, Yueh-Lung Yang, Wen-Hsiang Wu, Tung-Hu Tsai, Hen-Hong Chang. Modeling the Pulse Signal by Wave-Shape Function and Analyzing by Synchrosqueezing Transform (June 15, 2016). PLOS ONE. Vol. 15; 11(6):e0157135, pp.1-20. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157135>
- [10] Kovalzon V.M. Nature of sleep (1995). A.N. Severtsov Institute of Ecology and Evolution. P.P.7.
- [11] Schwartz M.D, Kilduff T.S. The Neurobiology of Sleep and Wakefulness (2015). Psychiatrist Clin North Am, 38 (4):615-44. DOI: 10.1016/j.psc.2015.07.002. Epub 2015 Aug 28.
- [12] Hvostivska L.V., Hvostivskyy M.O. Synthesis of the information system for the pulse signal recording and processing structure (2015) Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collection of Science. Physics. Electronics. Vol. 4 (1). pp. 83-89. ISSN 2227-8842

Имитационное моделирование суточного пульсового сигнала для задачи верификации алгоритмов работы систем длительного мониторинга

*Хвостивская Л. В., Осухивская Г. М.,
Хвостивский Н. О., Шадрина Г. М.*

Разработана имитационная модель суточного пульсового сигнала сосудов человека на основе его математической модели в виде периодически удлиненных сумм двух функций нормального распределения с экспоненциальным затуханием. В отличие от существующих моделей эта модель учитывает случайность, которая возникает в результате воздействия внутренних и внешних помех, периодичность связанную с природой порождения пульсового сигнала, изменение фазы колебания как результат изменения жесткости сосудов, амплитуды прямой и отраженной волн кровенаполнения сосудов человека и структуру суток (то есть изменение функционирования сердечно-сосудистой системы и мозга человека в течение суток). Имитационная модель позволяет по известным медицинским параметрам моделировать суточные пульсовые сигналы патологий и нормы для задачи верификации методов обработки таких сигналов в системах длительного мониторинга. Это является важным при своевременном диагностировании состояния сосудов человека для корректности лечения и профилактики заболеваний. На базе имитационной модели и программного обеспечения среды Matlab разработаны алгоритмы обработки суточного пульсового сигнала и соответствующее программное обеспечение с графическим интерфейсом пользователя. Входными данными для моделирования таких сигналов являются величины их амплитуд, длительностей, моментов времени максимального кровенаполнения и ряд других параметров характерных для прямой и отраженной волн пульсового сигнала, а также количество стадий суток и их временные продолжительности. Осуществлена

процедура тестирования разработанного программного обеспечения для моделирования суточных пульсовых сигналов. Установлено, что полученные имитированные реализации суточных пульсовых сигналов обеспечивают полное воспроизведение формы экспериментальных сигналов с временными и амплитудными параметрами прямой и отраженной волн. Это дает основания утверждать, что разработанная имитационная модель пригодна для использования в системах длительного мониторинга.

Ключевые слова: системы длительного мониторинга; верификация; имитационное моделирование; суточный пульсовый сигнал; программное обеспечение

Imitation Modeling of the Daily Pulse Signal for Long-Term Monitoring Systems

Hvostivska L. V., Oksukhivska H. M., Hvostivskyy M. O., Shadrina H. M.

The imitation model of the daily (24 hours) pulse signal is developed on the basis of its mathematical model in the form of the periodically elongated sums of two functions with normal distribution and exponential attenuation. Unlike existing models this one takes into account the randomness arising as a result of the internal and external noises influence, periodicity related to the nature of the pulse signal generation, changing of the oscillation phase as a result of the vessels stiffness changing, the amplitude of the direct and reflected waves of the human vessels blood flow and the day and night structure (i.e. changes in the human cardiovascular system and brain functioning during the day and night). The imitation model makes it possible, based on known medical parameters, to simulate the daily pulse signals of pathologies and norms for the task of the methods for such signals processing in the long-term monitoring systems verification. This is important in the timely diagnosis of the human vessels state for the correct diseases treatment and prevention. Based on the imitation model and the Matlab environment software the algorithms of the daily pulse signal processing and the corresponding graphical user interface are developed. The magnitudes of the pulse signals amplitude, durations, moments of the blood filling maximum time and a number of the other parameters which are characteristic of the pulse signal direct and reflected waves, as well as the number of the day and night stages and their time duration are the input data for such signals simulation. The testing procedure of the developed software for the daily pulse signals modeling is carried out. It is established that obtained simulated implementation of daily pulse signals provide a complete reproduction of the experimental signals form in time and amplitude parameters of the direct and reflected waves. This gives grounds to assert that the developed imitation model is suitable for using in the long-term monitoring systems.

Key words: system for long-term monitoring; verification; simulation; daily pulse signal; software