

ІМІТАЦІЙНА МОДЕЛЬ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ СУДИН ЛЮДИНИ

Розроблено імітаційну модель пульсового сигналу судин людини у вигляді періодично подовжених сум двох функцій із заданими законами нормального розподілу, значеннями моментів часу (початок і тривалість коливання (фазово-часові параметри)) та амплітуд прямої і відбитої хвиль кровонаповнення. Запропонована імітаційна модель враховує у своїй структурі поєднання властивостей повторності із випадковістю і дає змогу за відомими медичними параметрами моделювати сигнали патологій і норм із високою вірогідністю відтворення. За допомогою програмного забезпечення MATLAB розроблено комп'ютерну програму для імітування пульсових сигналів із графічним інтерфейсом користувача як засобу тестування алгоритмів опрацювання експериментальних пульсових сигналів у фотоплетизмографічних системах.

Ключові слова: пульсовий сигнал, періодичність, випадковість, імітаційна модель, MATLAB.

L.V. HVOSTIVSKA

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

THE HUMAN VASCULAR PULSE SIGNAL IMITATION MODEL

An imitation model of human vascular pulse signal is developed for testing algorithms of processing in photoplethysmography systems. The pulse signal within one period is presented as a mixture of two additive functions with specified normal distribution laws, values of time points (beginning and duration of fluctuation (phase-timing parameters)) and amplitudes of the direct and reflected waves of blood filling. Considering the experimental signals being stochastic, the additional stochastic parameters were added to the simulation model expression in order to include the effect of random component in the amplitudes of the direct and reflected waves, the moments of maximum blood flow and length variations (blood supply) of each of the waves. In order to provide the periodicity of pulse signals in simulation model expression that sets the sinus node of the human heart, the positioning of the k -th pulse signals in the relevant k -th time zones is done, which create the domain time observations of periodic pulse signal. The proposed simulation model takes into account in its structure combination of periodical and stochastic properties that allows simulating the signals using known medical norms or pathologies with high probability reproduction. The computer program for pulse signals simulation with graphical the interface of user is developed using MATLAB.

Key words: pulse signal, periodicity, randomness, simulation model, MATLAB.

Вступ

Діагностування стану судин людини за пульсовим сигналом (ПС), який відображає періодичне об'ємне коливання стінок судин (зміна об'ємів $V1$ та $V2$) (рис.1) під дією артеріального та венозного кровотоку, дає змогу відстежити динаміку розвитку хвороби судин на початкових стадіях її розвитку (підтверджено авторами багатьох праць медичного (Айвар Ю.П., Буничева А.Я., Мухин С.И., Лебедев П.А. та інші) та технічного (Михайлов Н.Ю., Павлов С.В., Рибін О.І., Шарпан О.Б., Кожем'яко В.П., Сторчун Ю.Є., Тимчик Г.С., Савицький М.М., Webster J.G. та ін.) спрямувань.

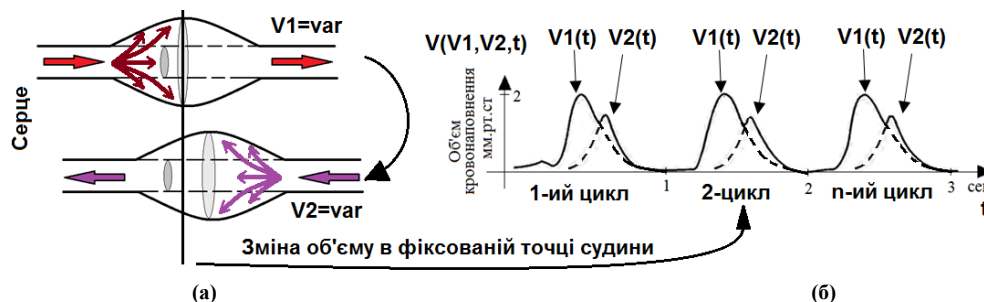


Рис. 1. Зміна об'єму судин $V1$ (об'єм судини в період діастолі (рух артеріальної крові)) та $V2$ (об'єм судини в період систолі (рух венозної крові)) в залежності від кровонаповнення: (а) – процес зміни об'єму судин під тиском крові; (б) – процес зміни об'єму кровонаповнення судини в фіксованій точці впродовж певного проміжку часу t (пульсовий сигнал)

Одним із методів, який уможливило реєстрацію ПС є фотоплетизмографічний метод (ФМ), який у порівнянні із іншими не інвазивними методами (пряма та об'ємна сфїгмографія, флєбосфїгмографія, плетизмографія та реографія) забезпечує не стиснення судин, високу точність та роздільну здатність, можливість подальшої обробки, візуалізацію та добовий моніторинг [1]. ФМ базується на вимірюванні фотоприймачем інтенсивності $I_2=I_{21}+I_{22}$ (I_{21} – відбиття від вени, I_{22} – відбиття від артерії) відбитого від судин (артерій та вен) або пройшовшого через них розсіювання світлового потоку I_1 , що породжується джерелом світла I_1 (рис.2).

Належне опрацювання ПС за допомогою фотоплетизмографічних систем (ЕЛДАР (Росія), Endo-Pat2000, (Ізраїль), PulseTrace PCA2 (США), Senzio (Голландія) та інші) дає змогу виявити функціональні зміни у серцево-судинній системі та вибрати методику проведення профілактичних заходів, а у випадку виявлення патологічних порушень, запобігти розвитку хвороби відповідним лікуванням. Ефективне опрацювання ПС залежить від наявності адекватної до такої задачі його математичної моделі і розробленої на її основі комп'ютерної імітаційної моделі як засобу для тестування алгоритмів опрацювання ПС у

фотоплетизмографічних системах, оскільки імітаційна модель дає змогу задавати у своїй структурі апріорні дані про характерні властивості сигналу.

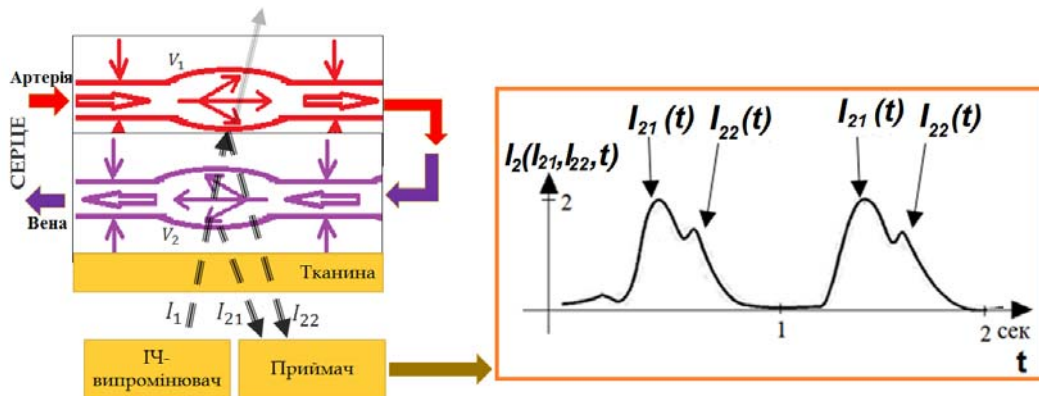


Рис. 2. Принцип реєстрації пульсового сигналу методом фотоплетизмографії

Постановка задачі

Аналіз відомих комп'ютерних імітаційних моделей ПС показав, що у їх структурах не враховано зміну його фазово-часових параметрів, що є важливим для задачі своєчасної діагностики стану судин людини. Зокрема, імітаційна модель ПС у вигляді:

- синусоїди з експоненційним затуханням (відображає форму ПС, величини швидкостей потоків крові в межах одного періоду) (Акулов В.А.) [2] – не враховує випадковість та періодичність;
- гармонічної трифазної моделі (відображає генезис пульсацій в кровоносній системі в межах одного періоду) (В.В.Гнілицький, Н.В. Мужичька) [3] – не враховує випадковість та періодичність;
- гармонічного осцилятора (враховує періодичність ПС) (Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н.) [4] – не враховує випадковість;
- адитивної суміші детермінованої і випадкової складових (враховує випадковість ПС) (Самков С.В., Черненко А.И.) [5] – не враховує періодичність.

Розроблення комп'ютерної імітаційної моделі ПС, яка би враховувала у своїй структурі поєднання періодичності (циклічності) процесу, який задається роботою серця людини) з випадковістю (зміна амплітудних та фазово-часових параметрів, яка визначається рівнем впливу внутрішніх та зовнішніх завад), що є притаманним для сигналу такої природи породження і науково важливим для задачі верифікації методів опрацювання сигналів в фотоплетизмографічних системах є актуальною науковою задачею.

Аналіз структури пульсового сигналу

ПС у свій структурі містить дві складові у вигляді прямої та відбитої хвиль з характерними для них часовими та амплітудними параметрами ($A_1, A_2, m_1, m_2, T_1, T_1, t_{01}, t_{02}$) (рис. 3).

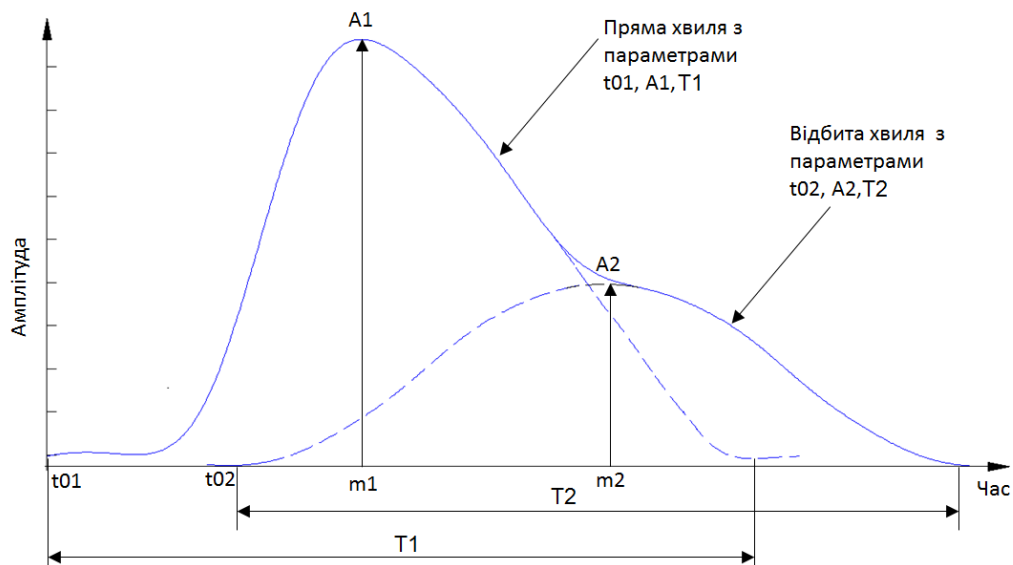


Рис. 3. Структура експериментального ПС та його параметри:

m_1 і m_2 – моменти часу, в яких хвилі приймають максимальні значення A_1 і A_2 ; t_{01} і t_{02} – початкові момент часу (фази) коливання (кровонаповнення); T_1 і T_2 – тривалості коливання (кровонаповнення) кожної з хвиль

З рисунку 3 видно, що окрім вище наведених параметрів прямої та відбитій хвилям ПС притаманні особливості експоненціального наростання та згасання амплітуди на певних часових інтервалах.

Імітаційна модель пульсового сигналу в межах одного періоду

Із урахуванням вище сформульованих припущень запропоновано в якості імітаційної моделі використати адитивну суміш двох функцій нормального розподілу, які у своїй структурі поєднують притаманні ПС параметри такі як амплітуди, часові тривалості, початки коливання прямої та відбитої хвиль та властивості експоненціального наростання та згасання:

$$s(t) = A_1 \cdot e^{-\frac{(t-m_1)^2}{2T_1^2}} + A_2 \cdot e^{-\frac{(t-m_2)^2}{2T_2^2}}, t \in [0, T_{\max}] \tag{1}$$

де A_1 і A_2 – амплітуди прямої і відбитої хвиль в моменти максимального кровонаповнення;
 m_1 і m_2 – моменти часу максимального кровонаповнення;
 T_1 і T_2 – тривалості кровонаповнення;
 T_{\max} – максимальне значення часу.

Із урахування правила 3-х сігм 3σ [6], яке поширюється на вираз (1), встановлено, що практично всі значення прямої хвилі лежать в інтервалі $[m_1 - 3T_1; m_1 + 3T_1]$, а відбитої – $[m_2 - 3T_2; m_2 + 3T_2]$ з достовірністю 0,9973.

Початок коливання кожної з хвиль визначається як різниця моментів часу максимального кровонаповнення і правила 3-х сігм 3σ :

$$\begin{aligned} t_{01} &= m_1 - 3T_1, \\ t_{02} &= m_2 - 3T_2. \end{aligned} \tag{2}$$

Кінець коливання кожної з хвиль визначається як сума моментів часу максимального кровонаповнення і $3T_1$ ($3T_2$), а саме: для прямої хвилі – $m_1 + 3T_1$; для відбитої хвилі – $m_2 + 3T_2$.

Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням випадковості

Враховуючи випадковий характер поведінки ПС прямої та відбитої хвиль як за амплітудними так і фазово-часовими параметрами отримано вираз імітаційної моделі:

$$\begin{aligned} \xi(t) &= s(t, A + \psi_A, m + \psi_m, T + \psi_T, T_{\max} + \psi_t) = \\ &= (A_1 + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_1+\psi_m))^2}{2(T_1+\psi_T)^2}} + (A_2 + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_2+\psi_m))^2}{2(T_2+\psi_T)^2}}, t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)], \end{aligned} \tag{3}$$

або в компактнішому вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{n=1}^2 (A_n + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_n+\psi_m))^2}{2(T_n+\psi_T)^2}}, t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)] \tag{4}$$

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

$\psi_m(M\{T\}, D\{T\})$ – випадкова величина моменту максимального кровонаповнення з математичним сподіванням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$, яка є показником відхилення.

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

Із урахуванням адитивного впливу на ПС зовнішніх та внутрішніх завад вираз (4) набуває вигляду:

$$\xi(t) = \sum_{n=1}^2 (A_n + \psi_A) \cdot e^{-\frac{(t-(m_n+\psi_m))^2}{2(T_n+\psi_T)^2}} + n(t), t \in [0, (t_{\max} + \psi_t)] \tag{5}$$

де $n(t)$ – завада типу білого шуму з математичним сподіванням $M\{n\}$ та дисперсією $D\{n\}$, яка є показником адитивного впливу.

Імітаційна модель пульсового сигналу із урахуванням періодичності та випадковості

Окрім випадковості, ПС характеризується періодичністю (природа породження ПС), яку необхідно урахувати у виразі (4). Врахування періодичності забезпечується шляхом моделювання k -ї кількості ПС $\xi_k(t)$ в межах k -х періодів T_k згідно виразу (5), відповідно від 0 до T_k , які в подальшому розташовуються на часовій осі в залежності від зони їх часового розташування, а часові області яким вони не належать доповнюються нулями згідно виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \tilde{\xi}_k(t), \quad t \in \mathbb{R} \quad (6)$$

де $\tilde{\xi}_k(t)$ – k -й періодично продовжений ПС по часовій осі, $\tilde{\xi}_k(t), t \in \mathbb{R}$:

$$\tilde{\xi}_k(t) = \begin{cases} \xi_k(t), & t \in [T_{k-1}, T_k) \\ 0, & t \notin [T_{k-1}, T_k) \end{cases} \quad (7)$$

де $\tilde{\xi}_k(t)$ – періодично продовжений ПС по часовій осі, $\tilde{\xi}_k(t), t \in \mathbb{R}$:

$\xi_k(t)$ – ПС в межах k -го періоду T_k , $\xi_k(t), t \in [0, T_k)$,

T_k – тривалість k -го періоду ПС, $T_1 \neq T_2 \neq \dots \neq T_k$.

На рис.4 зображено схему формування періодичного та випадкового ПС згідно виразу (5).

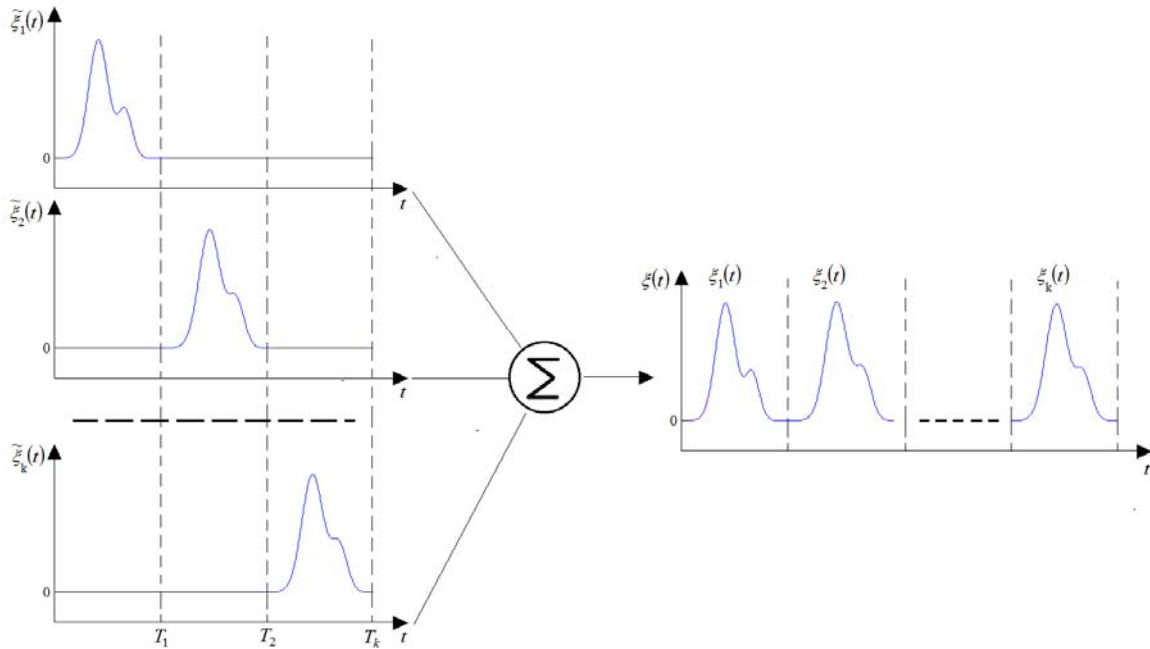


Рис. 4. Схема формування періодичного ПС

Вираз (6) із урахуванням виразів (5,7) описує імітаційну модель пульсового сигналу, яка враховує у своїй структурі випадковість та періодичність.

Результати комп'ютерного імітаційного моделювання пульсового сигналу

На основі виразів (4–6) розроблено комп'ютерне програмне забезпечення в середовищі MATLAB для імітування ПС:

```
clear all;
s=[];
% Параметри для фізіологічної норми-----
A1=2; % Амплітуда тах кровонаповнення (пряма хвиля)
m1=0.4; % Момент часу тах кровонаповнення (пряма хвиля)
T1=0.55; % Тривалість кровонаповнення (пряма хвиля)
A2=0.9; % Амплітуда тах кровонаповнення (відбита хвиля)
m2=0.66; % Момент часу тах кровонаповнення (відбита хвиля)
T2=0.55; % Тривалість кровонаповнення (відбита хвиля)
%-----
NT=6; % Кількість періодів NT
df=200; dt=1/df; % Частота df та час dt дискретизації
T1=T1/6; T2=T2/6; % Значення періодів з урах-нням правил з-ох сігм
A1_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву амплітуд A1
A2_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву амплітуд A1
T1_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву тривалостей T1
T2_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву тривалостей T2
m1_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву моментів часу m1
```

```

m2_var=zeros(1,NT); % Початкові стани масиву моментів часу m2
WA1=normrnd(0,0.01,NT,1); % Генерування випадковості для амплітуди A1
WA2=normrnd(0,0.01,NT,1); % Генерування випадковості для амплітуди A2
Wm1=normrnd(0,0.01,NT,1); % Генерування випадковості для моменту часу m1
Wm2=normrnd(0,0.01,NT,1); % Генерування випадковості для моменту часу m2
WT1=normrnd(0,0.01,NT,1); % Генерування випадковості для тривалості T1
WT2=normrnd(0,0.001,NT,1); % Генерування випадковості для тривалості T2
%-----Процес генерування пульсового сигналу для K-періодів-----
for K=1:NT
    % Адитивний вплив випадковості на параметри сигналу K-го циклу (періоду)
    T1_var(K)=T1+WT1(K); m1_var(K)=m1+Wm1(K); A1_var(K)=A1+WA1(K);
    T2_var(K)=T2+WT2(K); m2_var(K)=m2+Wm2(K); A2_var(K)=A2+WA2(K);
    % Формування вісі часу
    t=0:dt:(m2_var+3*T2_var);
    % Генерування прямої та відбитої хвилі
    % Пряма хвиля
    s1=A1_var(K)*exp((-t-m1_var(K)).^2)/(2*(T1_var(K)^2));
    % Відбита хвиля
    s2=A2_var(K)*exp((-t-m2_var(K)).^2)/(2*(T2_var(K)^2));
    % Формування пульсового сигналу
    ss=s1+s2;
    T(K)=max(ss);
    % Пошук максимуму для K-го періоду та його момент часу
    for m=1:length(ss)
        if ss(m)==T(K) r(K)=m+length(s); end;
    end;
    %-----
    s=[s s1+s2]; % Пульсовий сигнал
end;
% Вплив випадкової послідовності на згенеровану послідовність сигналу
Dn=0;
n=normrnd(0,Dn,length(s),1)';
s=s+n;
t=(0:(length(s)-1)).*dt;
% Вивід графіку ПС
figure(1);
plot(t,s);
grid on;
axis tight;

```

Результат комп'ютерного імітування пульсового сигналу на основі вище розробленої програми в середовищі MATLAB зображено на рис. 5.

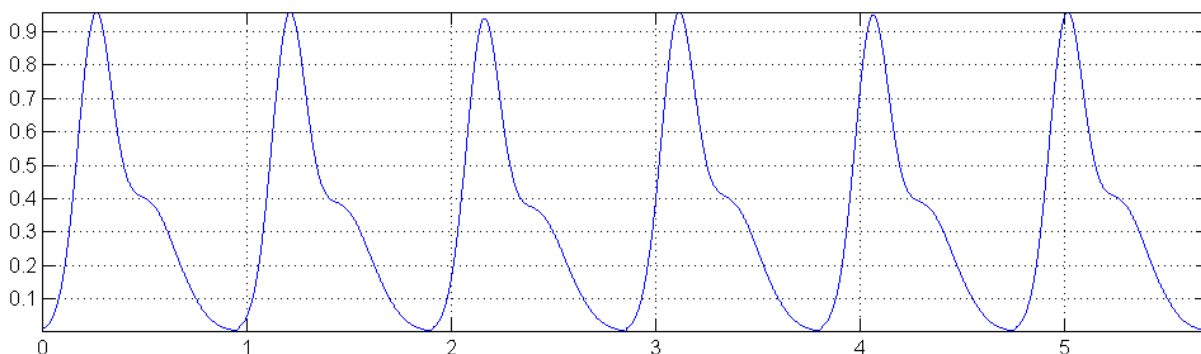
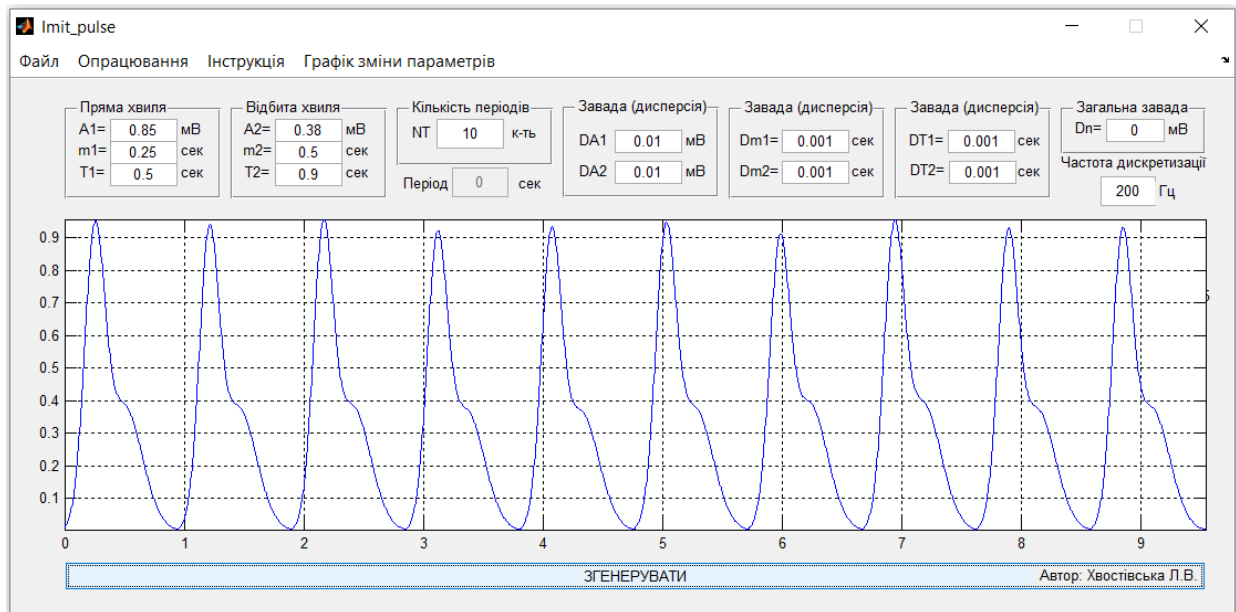
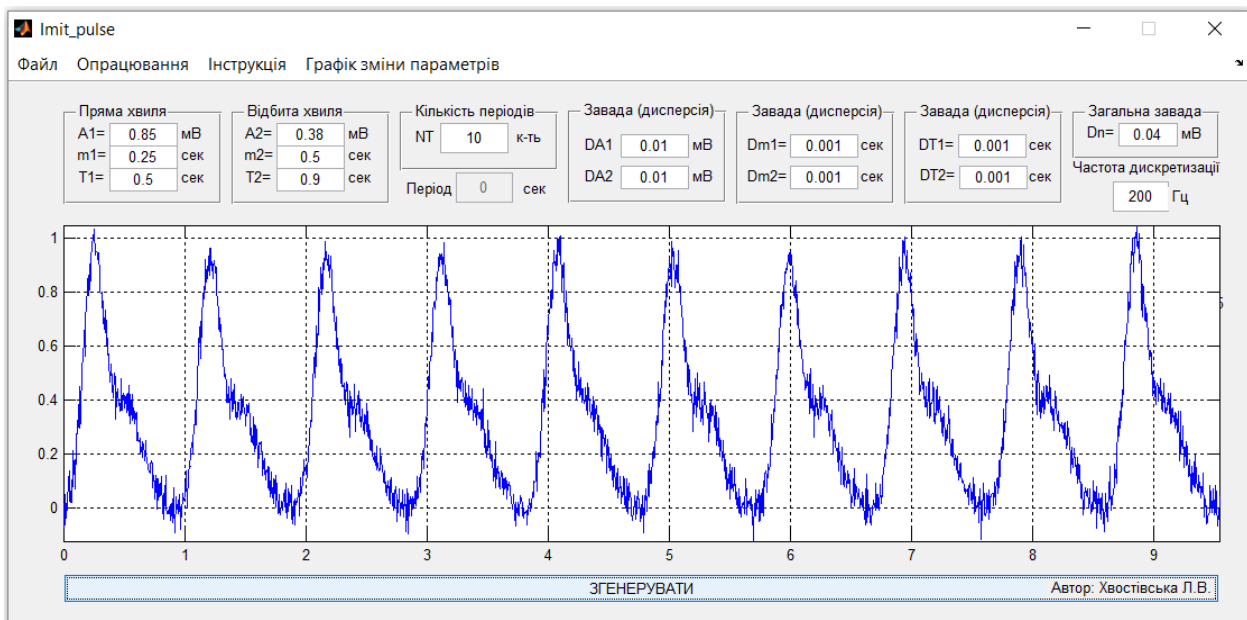


Рис. 5. Приклад реалізації імітованого пульсового сигналу

Використовуючи програмний модуль GUIDE, який є інтегрований в середовищі програми MATLAB, розроблено комп'ютерну програму із графічним інтерфейсом користувача для імітування пульсового сигналу. Результати роботи розробленої комп'ютерної програми зображено на рис. 6.



(а)



(б)

Рис. 6. Приклади реалізації імітованого пульсового сигналу: а) з урахуванням випадковості амплітудних та часових параметрів; б) з урахуванням випадковості амплітудних і часових параметрів та адитивного впливу зовнішньої завади

Результати комп'ютерного імітаційного моделювання пульсового сигналу підтверджено експериментальними сигналами (рис. 7).

На рис. 7 видно, що реалізація імітованого ПС в межах одного періоду повністю відображає форму експериментального сигналу із збереженням часових та амплітудних параметрів прямої та відбитої хвилі.

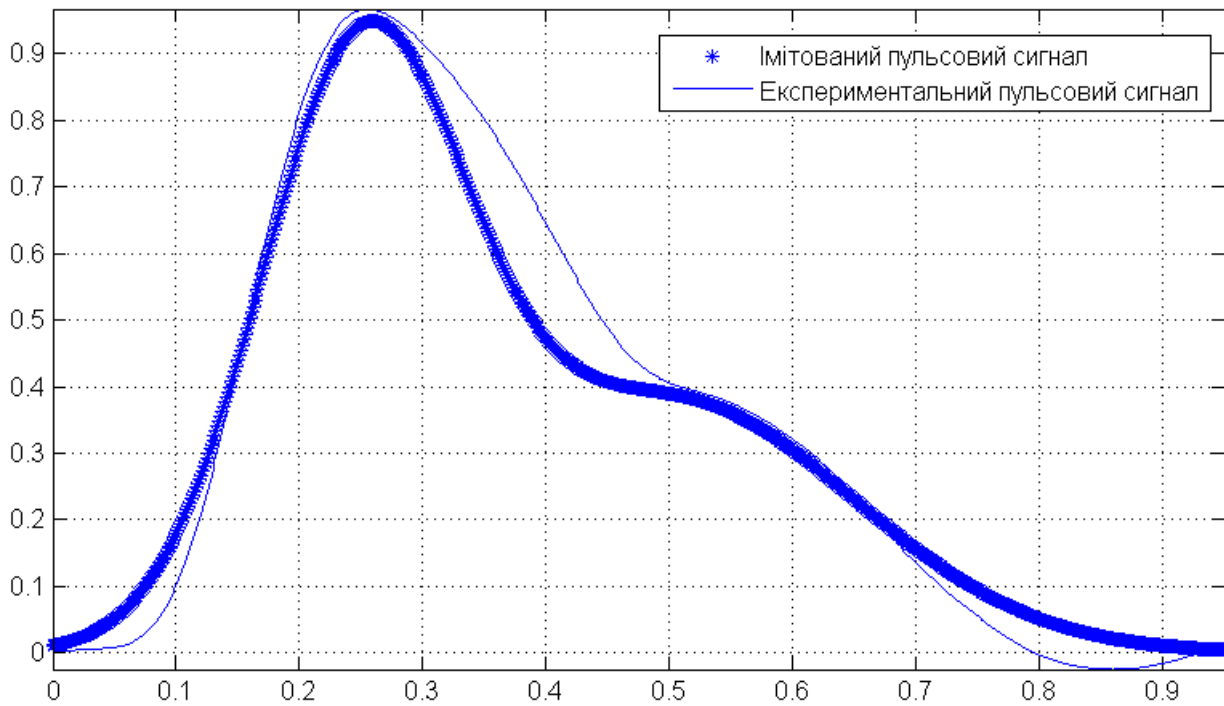


Рис. 7. Реалізації імітованого та експериментально зареєстрованого пульсових сигналів в межах одного періоду

Висновки

Розроблена імітаційна модель пульсового сигналу у вигляді періодично подовжених сум двох функцій нормального розподілу із урахуванням випадковості дає можливість за відомими медичними параметрами моделювати сигнали патологій і норм для задачі тестування результатів опрацювання пульсових сигналів у фотоплетизмографічних системах. Використовуючи засоби програмного забезпечення MATLAB реалізовано програму із графічним інтерфейсом користувача, яка імітує пульсовий сигнал з урахуванням періодичності та випадковості (реальна особливість пульсових сигналів).

Література

1. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі / Т.М. Нікітчук // Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки. – Хмельницький, 2013. – № 1. – С. 183–186.
2. Акулов В. А. Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel / В.А.Акулов // Труды третьей Всероссийской научной конференции. Ч. 4: Математические модели в информационных технологиях. – Самара : СамГТУ, 2006. – С. 13–16.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Пискунов Н. С. Дифференциальное и интегральное исчисления для втузов : учебное пособие для втузов. –13-е изд. – М. : Наука, Главная редакция физико-математической литературы, 1985. – Т.2. – 560 с.

Рецензія/Peer review : 4.3.2016 р. Надрукована/Printed :19.4.2016 р.

Рецензент : д.т.н., проф. Паламар М.І.