

## ОЦІНЮВАННЯ АДАПТИВНИХ РЕЗЕРВІВ ЛЮДИНИ ЗА ДАНИМИ ПУЛЬСОМЕТРІЇ

І.А. ЗАПОРОЖКО, Д.А. БОРОЗЕНЕЦЬ, В.І. ЗУБЧУК

**Анотація.** Розглянуто й описано архітектуру комплексу. Наведено програмно-апаратний комплекс реєстрації та оброблення даних пульсометрії. Запропоновано кількісний критерій оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи — індекс форми пульсової хвилі з використанням прямого й оберненого перетворення Фур'є та аналізу його характеристик. Досліджено динамічні властивості пульсової хвилі у стані спокою. Надано результати досліджень індексу форми пульсової хвилі для груп добровольців різного віку і статі. Запропоновано кількісний критерій  $R$  для оцінювання адаптивних резервів обстежуваних, виведений за допомогою навчання нейронної мережі зі зворотним поширенням похибки. Наведено норми  $R$  з урахуванням віку і статі людини, а також результати статистичного оброблення вхідних даних. Виконано аналіз можливостей розробленого програмно-апаратного комплексу, висунуто пропозиції щодо вдосконалення як апаратно, так і програмно.

**Ключові слова:** діагностика, функціональний стан, пульсова хвиля, біологічний вік, індекс форми.

### ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Визначення адаптивних резервів здоров'я людини є одним із завдань діагностики і має на меті отримання кількісної оцінки функціонального стану основних систем у процесі здоров'я та виникнення патологій [8]. Під адаптивними резервами або коефіцієнтом здоров'я [4] розуміють суму резервних потужностей основних функціональних систем, показники яких у спокої та під час навантаження дозволяють робити висновок про здатність організму підтримувати нормальний функціональний стан в умовах зовнішніх і внутрішніх дестабілізуювальних факторів.

### АНАЛІЗ ОСТАННІХ ДОСЛІДЖЕНЬ І ПУБЛІКАЦІЙ

Однією з основних регуляторних систем людини є серцево-судинна система (ССС), функціональний стан якої зазвичай оцінюють за даними систолічного ( $P_s$ ) і діастолічного ( $P_d$ ) тиску, частоти серцевих скорочень (ЧСС) ( $HR$ ) за допомогою індексу Кердо  $I = (P_s - P_d) / HR$  або вегетативного індексу  $VI = 100 \cdot (P_s - P_d / HR)$  [3]. Такі показники характеризують тонус серця, але не враховують стану та особливостей так званого периферійного серця [5], тобто роботу мікрокапілярної системи скелетних м'язів, яка виконує значний обсяг роботи у транспорті по великому колу кровообігу. Динаміка функціонування периферійного серця може бути досліджена за формою пульсо-

вих хвиль у м'язових тканинах. Дослідження пульсових хвиль з давніх часів використовувалось у тибетській медицині для діагностики стану людини [2] на якісному рівні. Кількісна оцінка функціонального стану людини, оцінка адаптивних резервів як показника здоров'я на засадах аналізу та обчислення показників функціонування ССС є актуальним завданням діагностики і вирішується засобами програмно-апаратного комплексу.

**Мета дослідження** — вивести кількісний критерій оцінювання функціонального стану ССС. Розробити програмно-апаратний комплекс, який має змогу визначати запропонований критерій у режимі реального часу.

### ВИКЛАДЕННЯ ОСНОВНОГО МАТЕРІАЛУ

Метод дослідження периферійної гемодинаміки оснований на реєстрації параметрів оптичного випромінювання, що проходить через ділянку живої тканини, тобто капілярну сітку з пульсивною кров'ю. Варіабельність форми пульсової хвилі людини має складну динаміку. Так само, як і варіабельність серцевих ритмів, вона дозволяє аналізувати перехід організму від стану здоров'я і спокою до якогось іншого функціонального стану. Актуальним завданням є розроблення методів аналізу динаміки пульсової хвилі і побудова комплексних оцінок функціональних станів людини.

Для збирання даних пульсових хвиль був розроблений та зібраний прилад, що складається з трьох основних модулів:

- 1) модуля автоматичного вимірювання і реєстрації пульсової хвилі;
- 2) модуля оброблення та класифікації сигналу на основі розбиття сигналу R-R на інтервали з їх подальшим аналізом;
- 3) модуля навчання системи за допомогою нейронної мережі.

Для реєстрації пульсової хвилі (рис. 1) був використаний датчик HLC1395-002 на відбиття, неінвертувальний підсилювач, зібраний на LM358, модулятор сигналу на основі транзистора 74НСТ14Д, керованого мультівібратором на тригері Шмідта, для зв'язку з ПК.

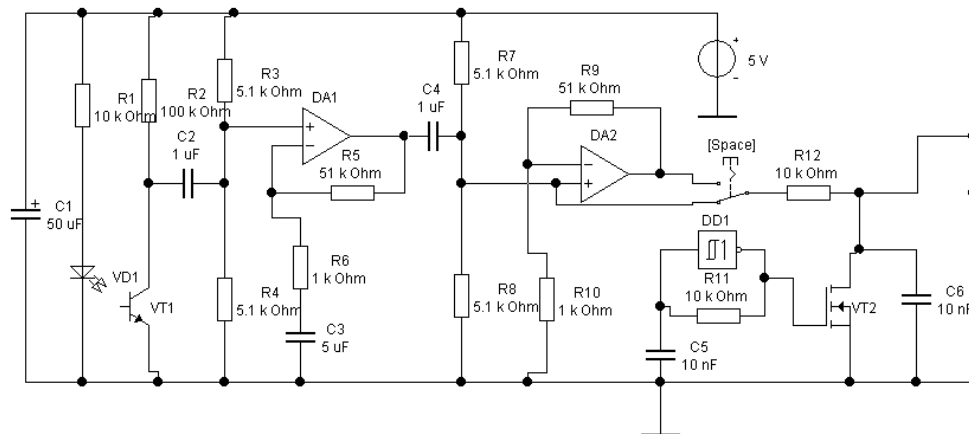


Рис. 1. Схема реєстратора пульсової хвилі

Смуговий фільтр забезпечує пропускання від нижніх ( $\sim 0,2$  Гц) до верхніх ( $\sim 26$  Гц) частот.

Для реалізації модуля оброблення та класифікації вибрано сім'ю мікроконтролерів Atmega328 на базі Arduino, який може бути підключений до комп'ютера за допомогою порту USB або аудіовходу мікрофона.

Реєстрація проводилася методом інфрачервоної плетизмографії на відбиття в кінцівках.

Аналіз результатів і їх класифікація виконувалися за допомогою алгоритмів динамічного програмування (DTW) і безперервного вейвлет-перетворення (CWT) на трьох основних патернах:

- 1) пульсової хвилі норми;
- 2) високого периферичного опору;
- 3) низького периферичного опору.

Для аналізу стану ССС набирається база даних таких параметрів людського організму:

- динаміка пульсової хвилі. Пульсову хвилю отримують у вигляді дискретної функції у часі із заданою приладом частотою дискретизації. Прилад фіксує від працюючого в інфрачервоному спектрі датчика оптичні сигнали з капілярів пальця людини, промодульовані за законом проходження пульсової хвилі через капіляри у полі зору датчика;

- насичення крові киснем ( $SpO_2$ ), що реєструється за допомогою пульсоксиметра і дозволяє оцінити середній показник оксигенації крові;

- артеріальний тиск людини (систоличний та діастолічний). Для вимірювання використовувався стандартний електронний вимірник тиску;

- зріст і маса людини.

Модуль реєстрації оперує даними пульсових хвиль обстежуваних, які отримуються за допомогою приладу реєстрації пульсової хвилі. Одночасно вносяться дані вимірювання артеріального тиску, антропометричні дані та дані анамнезу. Ці дані потрібні передусім для нагромадження статистики і подальшої класифікації різних станів організму. Основною функціональною складовою цього модуля є реєстрація пульсових хвиль з приладу. Хвилі потребують подальшого оброблення для виділення із сигналу корисної діагностичної інформації про форму пульсової хвилі в окремих періодах коливання, яку можна класифікувати [9].

Для перевірки наявності закономірності змін пульсових хвиль з віком у жінок та чоловіків використовувалась вибірка з 187 добровольців — 87 жінок і 100 чоловіків.

Побудована за всією вибіркою матриця коефіцієнтів кореляції Пірсона показала, що статистично на оцінку віку приблизно однаково впливають такі показники, як індекс форми  $F$ , систолічний (САТ) і діастолічний (ДАТ) артеріальний тиск та маса (табл. 1). Причому сам індекс форми має найбільшу статистичну залежність з віком і незначну із ЧСС та зростом людини. Як систолічний, так і діастолічний тиск у здорових людей мають високу кореляцію, тому слід дослідити, чи доцільно використовувати обидва ці показники для розпізнавання, чи достатньо вибрати лише один з них. Цікавим є факт статистичної кореляції маси і систолічного тиску.

Зміни в розбитті вибірки на чоловіків та жінок, а також у вилученні систолічного або діастолічного тиску є не суттєвими [8]. На підставі цього сформовано правило оцінювання біологічного віку (табл. 2) для жінок та чоловіків.

**Таблиця 1.** Матриця кореляції

	Вік	Стать	F	SpO <sup>2</sup>	ЧСС	САТ	ДАТ	Зріст	Маса
Вік	1	0,06	-0,45	-0,24	-0,18	0,43	0,40	-0,17	0,42
Стать	0,06	1	0,20	-0,32	0,01	0,22	0,03	0,60	0,49
F	-0,45	0,20	1	-0,10	0,29	-0,10	-0,23	0,30	-0,02
SpO <sup>2</sup>	-0,24	-0,32	-0,10	1	-0,07	-0,02	0,02	-0,11	-0,25
ЧСС	-0,18	0,01	0,29	-0,07	1	-0,02	0,10	-0,06	-0,03
САТ	0,43	0,22	-0,10	-0,02	-0,02	1	0,60	0,11	0,48
ДАТ	0,40	0,03	-0,23	0,02	0,10	0,60	1	-0,08	0,36
Зріст	-0,17	0,60	0,30	-0,11	-0,06	0,11	-0,08	1	0,44
Вага	0,42	0,49	-0,02	-0,25	-0,03	0,48	0,36	0,44	1

**Таблиця 2.** Розподіл факторів впливу на біологічний вік у міру спадання

Жінки	Маса	F	САТ	Зріст	SpO <sup>2</sup>	ЧСС	ДАТ
Чоловіки	F	Маса	SpO <sub>2</sub>	Зріст	САТ	ЧСС	ДАТ

Вимірявши зміни концентрації еритроцитів під час пульсування крові за допомогою приладу, отримуємо графік, який показує періодичні коливання цієї концентрації. Сигнал розбивається на періоди, кожний з яких підлягає програмній передискретизації до заданої кількості відліків, нормалізується за амплітудою і фільтрується від шуму. Після усереднення нормалізованих пульсових хвиль отримано усереднену форму одного періоду пульсової хвилі.

За формою пульсових коливань можна з певною ймовірністю оцінювати біологічний вік людини, оскільки, як показано у праці [6], з віком характер цієї хвилі змінюється. За усередненим періодом, отриманим за деякий проміжок вимірювання пульсу для груп обстежуваних, можна з використанням штучної нейронної мережі визначити залежність форми пульсу від віку для людей обох статей з урахуванням антропометричних даних.

Для кількісної оцінки функціонального стану і біологічного віку обстежуваних запропоновано індекс форми, який дозволяє відслідковувати зміну форми усередненого періоду пульсової хвилі. Індекс форми для усередненої хвилі визначається за формулою

$$F = \sqrt{\sum_{i=2}^N a_i^2 + \sum_{i=2}^N b_i^2} / \sqrt{a_1^2 + b_1^2}, \quad (1)$$

де, якщо  $T = 1$ ,

$$a_k = \frac{2}{T} \sum_{j=1}^N U_j \cos(k\omega_0 j \Delta t) = 2 \sum_{j=1}^N U_j \cos\left(\frac{k2\pi j}{N}\right);$$

$$b_k = \frac{2}{T} \sum_{j=1}^N U_j \sin(k\omega_0 j \Delta t) = 2 \sum_{j=1}^N U_j \sin\left(\frac{k2\pi j}{N}\right).$$

де  $k$  — номер гармоніки;  $U_j$  — значення амплітуди відліку в точці  $j$ ;  $N$  — кількість відліків усередненої пульсової хвилі.

Числове значення індексу показує складність форми хвилі, тобто її відмінність від простої синусоїди, оскільки амплітуди гармонік більш високої частоти будуть мати різні значення. У нормі значення індексу форми пульсової хвилі для кожного періоду змінюється в інтервалі деякого середнього значення. Цей процес є результатом дихання та наслідком підтримання ССС стабільного режиму функціонування. За допомогою навчання штучної нейронної мережі норми індексу резервів  $F$  подано на рис. 2.

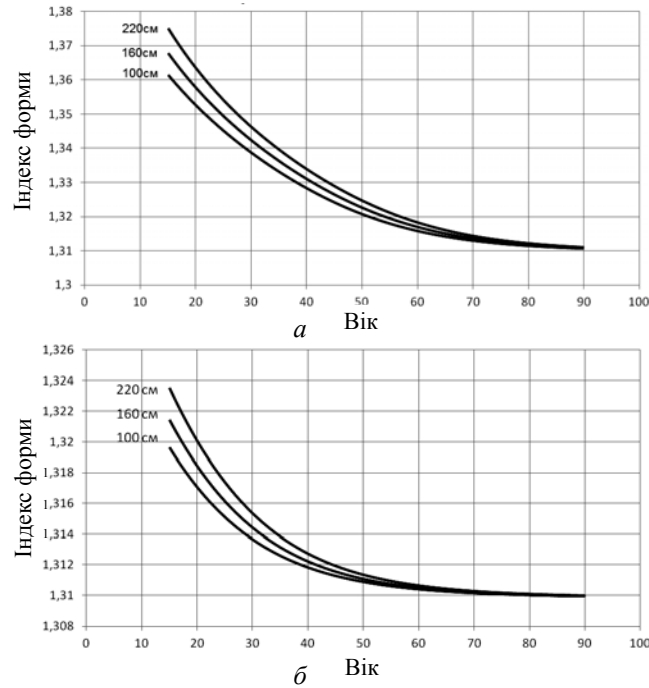


Рис. 2. Норми індексу резервів  $F$ :  $a$  — для чоловіків;  $b$  — для жінок

Завдання цієї роботи полягає у дослідженні динамічних властивостей пульсової хвилі у спокої, для побудови числових оцінок адаптивних резервів організму та для подальшого вивчення інших можливих варіантів спостереження за динамікою хвилі в разі патологій, навантаження та ін. Існують методи оцінювання адаптивних резервів людини, а також методи діагностики на основі дослідження динаміки ЧСС, але динаміка коливань форми пульсової хвилі досі потребує вивчення.

Аналіз наявності закономірності у зміні індексу форми в часі у стані спокою виконувався на основі розрахунку автокореляційної функції (рис. 3). Для підтвердження нульової гіпотези про наявність автокореляції залишків застосовувався критерій Дарбіна–Уотсона. Значення  $D = 0,003$ ,  $D_{\max} = 1,592$ ,  $D_{\min} = 1,506$  свідчать про наявність додатної автокореляції і гіпотеза не відкидається.

У стані спокою автокореляційні функції індексу форми і ЧСС значно не змінюють свої значення відносно 0 і мають достатньо чітку періодичну форму, що свідчить про наявність деякого коливального процесу зміни форми хвилі у спокої; імовірно це пов'язано з диханням.

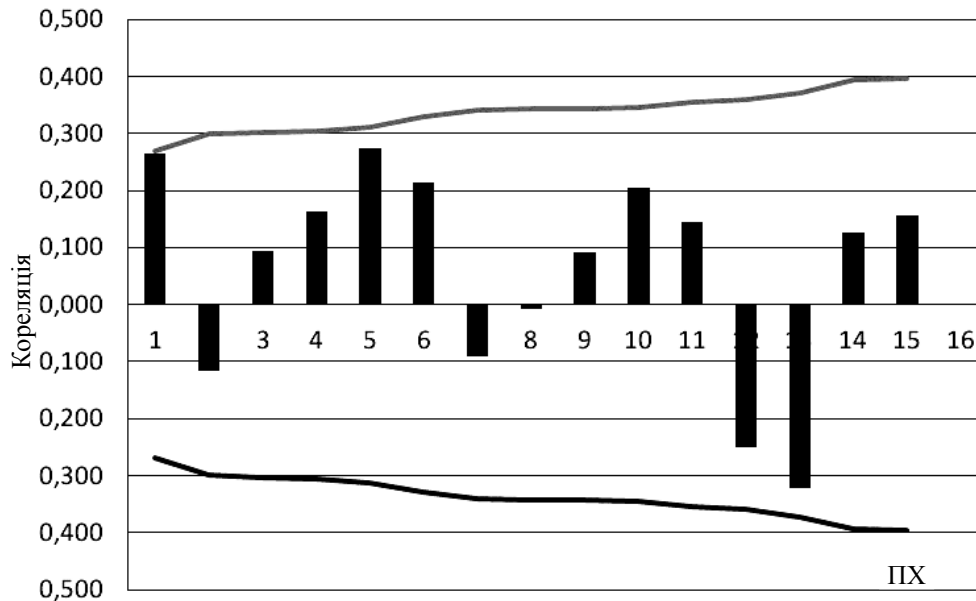


Рис. 3. Автокореляційна функція варіацій індексу форми  $F$

Із наведеного аналізу отримуємо висновок, що за динамікою зміни індексу форми можна оцінювати наявність деяких процесів, відмінних від норми, які впливають на форму пульсової хвилі. Для аналізу цих процесів можна запропонувати кількісну оцінку, яку можна розраховувати для деякого невеликого відрізка часу, в якому відбулося декілька періодів пульсування.

Для оцінки індексу адаптивних резервів на основі аналізу динаміки зміни індексу форми пульсової хвилі запропоновано критерій:

$$R = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_{\text{mid}}};$$

$$R = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_{\text{mid}}},$$

де  $F_{\max}$  — максимальне значення індексу форми у вибраному інтервалі;  $F_{\min}$  — мінімальне значення індексу форми у вибраному інтервалі;  $F_{\text{mid}}$  — значення індексу форми для усередненого періоду для вибраного інтервалу, яке визначається за формулою (1).

На основі кількісної оцінки можна побудувати норми за допомогою нейронної мережі для чоловіків і жінок з урахуванням зросту [7], як це було зроблено для індексів форми за усередненим значенням пульсової хвилі. Норми побудовані за допомогою навчання штучної нейронної мережі, за алгоритмом зворотного поширення похибки на вибірці, яка складалася більше ніж з 200 вимірювань. Вибірку поділено на навчальну вибірку і тестову вибірку для оцінювання похибки. Так само, як і для побудови норм зміни індексу форми для усереднених хвиль, є важливим урахування статі та зросту як допоміжних параметрів. Це дає змогу побудувати сім'ю залежностей для різних параметрів. Отримані вікові залежності критерію  $R$  для різного зросту для чоловіків та жінок у нормі показано на рис. 4.

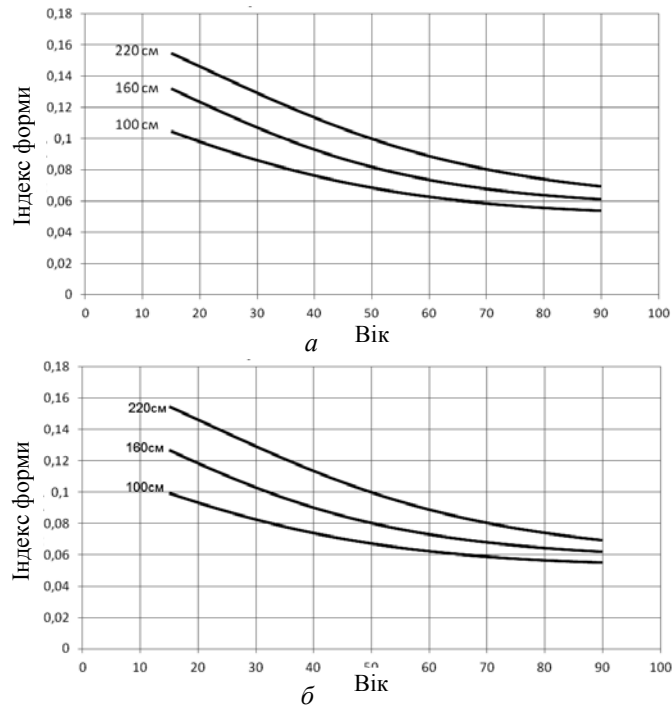


Рис. 4. Норми індексу резервів  $R$ :  $a$  — для чоловіків;  $б$  — для жінок

## ВИСНОВКИ

Програмно-апаратний комплекс забезпечує можливість визначення адаптивних резервів людини на засадах вимірювання параметрів пульсу та антропометричних даних. Оцінка за допомогою коефіцієнта резерву  $R$ , у якому використовуються дані про динаміку зміни індексу форми  $F$ , дає змогу аналізувати стан організму в процесі життєдіяльності за навантажень та інших факторів, які відхиляють організм від стану норми. Дослідження показали, що варіабельність форми пульсової хвилі у стані спокою, індекс форми  $F$ , індекс адаптивних резервів  $R$  у нормі зменшуються з віком, а індивідуальні показники  $F$  і  $R$  для обстежуваних дозволяють оцінити їх функціональний стан. За допомогою штучної нейронної мережі визначено закономірності зміни запропонованого індексу резерву  $R$  з віком з урахуванням антропометричних особливостей.

Планується інтеграція розробленої методики як біологічного зворотного зв'язку для поліпшення результатів терапевтичних процедур. Апаратна частина може бути вдосконалена заміною мікроконтролера на більш потужний розширенням кількості датчиків та більш ретельним підбором статичних компонентів. Можливе перероблення моделі з додаванням нових змінних та розширенням критеріїв оцінювання.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Zaporozhko I.A. Pletthismography analysis according to age and genders / I.A. Zaporozhko, V.I. Zubchuk, E.A. Nastenka // Proceedings of 7th Annual Conference "Science and Art for Advancement in Medicine", March 30–April 1, 2012. — Budapest, Hungary.

2. *Пульсовая* диагностика тибетской медицины / Отв. ред. Ч.Ц. Цыдыпов. — Новосибирск: Наука, 1988. — 133 с.
3. *Kordo I.* Einaus Datender Blutzirkulation Kalkulierter Index zur Beurteilung der Vegetativen Tonuslage / I. Kordo // Actaneyrovegetativa. — 1966. — Bd. 29. — N 2. — P. 250–268.
4. *Амосов Н.М.* Моя система здоровья / Н.М. Амосов. — К.: Здоров'я, 1977. — 56 с.
5. *Аринчин Н.И.* Микронасосная деятельность скелетных мышц при их растяжении / Н.И. Аринчин, Г.Ф. Борисевич. — Мн.: Наука и техника, 1986. — 112 с.
6. *Зубчук В.И.* Информационное обеспечение пульсодиагностики / В.И. Зубчук, М. Делавар-Касмаи, В.А. Крещук // Электроника и связь. Тематический выпуск «Проблемы электроники». — 2005. — Ч. 2. — С. 120–124.
7. *Иванов С.Ю.* Точность измерения артериального давления по тонам Короткова в сравнении с осциллометрическим методом / С.Ю. Иванов, Н.И. Лившиц // Вестник аритмологии. — 2005. — № 40. — С. 55–58.
8. *Мальованик Н.Г.* Перелік функціональних проб в кардіології для ранньої діагностики та моніторингу перебігу серцево-судинних захворювань / Н.Г. Мальованик. — Ужгород, 2010.
9. *Настенко Е.А.* Анализ состояния системы кровообращения и микроциркуляторного русла на основе функциональных показателей / Е.А. Настенко, Е.К. Носовец, С.В. Зубков // Журнал «Біомедична інженерія». — 2011. — № 2. — С. 2–48.
10. *Нейронные* сети в системе пульсовой диагностики / В.И. Зубчук, В.П. Яценко, М. Делавар-Касмаи и др. // Электроника и связь. Тематический выпуск «Проблемы электроники». — 2007. — Ч. 3. — С. 58–61.

Надійшла 01.10.2018