

УДК 621.3.083; 612.84

О. Б. Шарпан, д. т. н., проф.;**О. В. Гусєва**, к. т. н., доц.;**Н. І. Магльована**;**О. І. Рибін**, д. т. н., проф.

ПРОГРАМНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНА СИСТЕМА ПУЛЬСОВОЇ СПЕКТРОМЕТРІЇ

Описано фотоплетизмографічну програмно-вимірювальну систему «Пульс» і особливості одержання інформаційних показників стану системи гемодинаміки, що закладені у амплітудних, часових і спектральних параметрах пульсової хвилі.

Визначення цих характеристик здійснюється або для обраного сегмента пульсової хвилі, який має кілька періодів, або для окремо обраних одиничних періодів, з використанням перетворень Фур'є, Уолша, REX і CoREX.

Вступ

Сьогодні існує декілька розвинених напрямів, методів і діагностичних приладів та систем, які використовують інформацію, закладену в параметрах пульсової хвилі [1—6]. Поряд з цим, відповідно сучасним діагностичним завданням ведеться подальше інтенсивне розроблення відомих і пошук нових перспективних напрямків пульсової діагностики для визначення фізіологічного стану та створення на цій основі відповідної апаратури. Зокрема встановлено, що для розв'язання багатьох завдань визначення стану серцево-судинної системи, крім показників амплітудно-часового контурного аналізу, доцільно використовувати також інформацію, що закладена в амплітудному [4—9] та фазовому [4, 7] спектрах пульсової хвилі. Для визначення та дослідження характеристик пульсової хвилі і встановлення взаємозв'язку між параметрами спектра і станом системи гемодинаміки та вегетативної нервової системи було створено фотоплетизмографічну програмно-вимірювальну систему «Пульс», яка, крім визначення амплітудно-часових параметрів пульсової хвилі, забезпечує також визначення спектральних параметрів з використанням перетворень з дійсним і комплексними ядрами.

Метою статті є аналіз особливостей одержання інформаційних показників стану системи гемодинаміки, що закладені у амплітудних, часових і спектральних параметрах пульсової хвилі, за допомогою системи «Пульс».

Фотоплетизмографічна система «Пульс»: особливості реєстрації пульсової хвилі, алгоритми роботи програмних модулів і отримані результати

Система працює в діалоговому режимі під керівництвом оператора і забезпечує запис, перегляд та сегментацію пульсової хвилі, визначення спектральних характеристик окремих її сегментів. Для дослідження сигналу в частотній області використовуються ряди Фур'є та Уолша. Їх використання виправдовується тим, що пульсовий сигнал є квазіперіодичною функцією, або його можна звести до такої функції.

Основні технічні характеристики вимірювальної частини системи такі [10]:

- робоча довжина хвилі оптоелектронного вимірювального перетворювача ~800 нм;
- кількість вимірювальних каналів 2 (з можливістю нарощування кількості каналів);
- смуга пропускання аналогових кіл 0,05...40 Гц;
- нерівномірність АЧХ, не більше 1 дБ;
- частота дискретизації для одного каналу 50...500 Гц;

Комутація і циклічне розділення вимірювальних каналів за часом виконується аналоговим мультіплексором, який керується через порт ЕОМ. При цьому мінімальна частота дискретизації

АЦП вибирається з умови

$$F_{d. \min} = 2 F_{c. \max} N,$$

де $F_{c. \max}$ — частота максимальної складової спектра досліджуваного сигналу, N — кількість каналів.

Під час запису і перегляду пульсова хвиля відображається на моніторі окремими фрагментами (рис. 1). В ході запису оператор може контролювати режим роботи системи і якість встановлення первинних вимірювальних перетворювачів, а під час аналізу задавати параметри вибірки квазіперіодів, виконувати перегляд і вибирати фрагменти записаної пульсограми для сегментації і подальшого оброблення — диференціювання або спектрального аналізу. Результати аналізу відображаються на моніторі, можуть бути занесені у пам'ять і надруковані на папері.

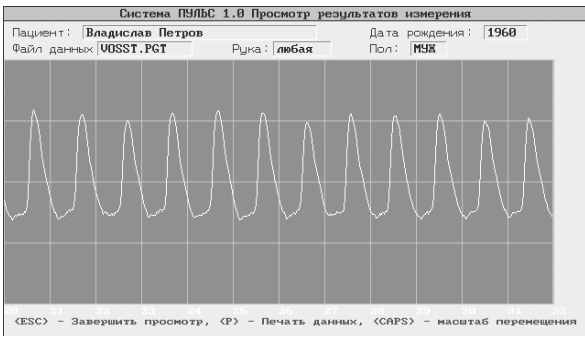


Рис. 1

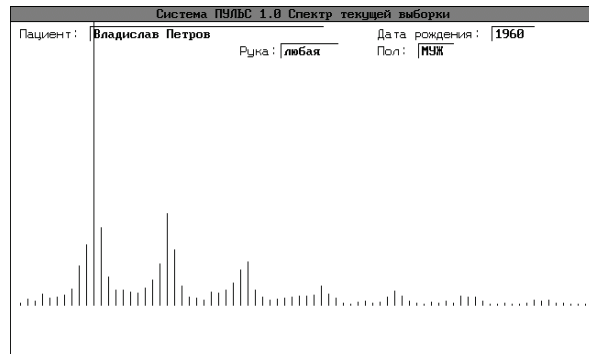


Рис. 2

Один цикл запису може містити дані про пульсовий сигнал тривалістю до 5 хв. Для тактової частоти 50 Гц на екрані монітору під час запису спостерігається динамічний відрізок пульсового сигналу тривалістю 10 с (тобто екран відображає одночасно 500 точок, рис. 1). Залежно від частоти пульсу і тактової частоти, екран монітору відображає різну кількість пульсових хвиль. Під час перегляду оператор має можливість або гортати екранне зображення цілком або пересувати зображення сигналу з кроком у 40 точок.

Пульсова хвиля є квазіперіодичною функцією. Відомо, що для найдостовірнішого визначення амплітудного та фазового спектрів відрізка сигналу за допомогою рядів Фур'є, необхідно, щоб він містив цілу кількість періодів (квазіперіодів) пульсової хвилі. Тому при розрахунку амплітудного спектра пульсової хвилі програма вимірювальної системи забезпечує виконання таких дій:

1) попереднє згладжування даних відрізка сигналу, який відображається на екрані монітору. При цьому усереднюються збійні точки (апаратний збій). Згладжування відбувається за методом найменших квадратів багаточленом першого ступеня за трьома точками [11]

$$\bar{f}(x_i) = \frac{1}{3} [f(x_{i-1}) + f(x_i) + f(x_{i+1})]; \tag{1}$$

2) визначаються координати межових точок кожного періоду пульсової хвилі за положенням найбільшого максимуму першої похідної;

3) дві межові на екрані точки (ліва та права) визначають тривалість T_0 , яка дорівнює тривалості цілої кількості періодів пульсової хвилі, що містяться у відрізку сигналу;

4) за допомогою розкладення деякої функції з періодом T_0 в ряд Фур'є визначається амплітудний спектр.

Спектральні лінії розташовані на частотах, що є кратних $1/T_0$ (рис. 2).

Програми оброблення окремих квазіперіодів пульсової хвилі за перетворенням Фур'є

Під керівництвом оператора програми забезпечують дослідження часових, частотних, амплітудних та фазових характеристик пульсової хвилі. Окремі квазіперіоди обмежуються координатами з максимальною крутістю пульсограми. Попередньо виконується згладжування всієї кривої за формулою (1), потім — згладжування сплайновим поліномом третього ступеня із зважуванням або окремих квазіперіодів, або відразу всієї кривої для визначення з достатньою точністю координат межових та характерних точок у межах періоду.

В процесі оброблення пульсової хвилі необхідно застосовувати операції згладжування виміря-

них даних. Причини цього такі.

Пульсові сигнали в повному діапазоні квантування (0...255) можуть займати невелику область (30...60 рівнів квантування). Ця ситуація виникає, коли пульсові сигнали реєструються одночасно з двох точок, де сигнали мають різну потужність. Тоді, виконуючи аналогово-цифрове перетворення сигналу, результати округлення до найближчого рівня похибки квантування будуть суттєво різними.

Період пульсової хвилі містить ділянки, на яких значення сигналу слабо змінюється. Тоді похибка квантування може бути значною.

В процесі вимірювання пульсової хвилі можуть бути апаратні збої (одна-три точки поспіль). Тоді попередній програмний аналіз пульсової хвилі у комбінації з лінійним згладжуванням дозволяє усунути такі точки. Якщо збої тривалі, то оператор має можливість обійти спотворений відрізок кривої.

Сплайнове згладжування із зважуванням

Нехай відрізок пульсової кривої містить N точок. Виміряне значення пульсового сигналу в i -й точці позначимо f_i , а значення перших похідних пульсового сигналу на межах досліджуваного відрізка кривої позначимо як f_0 та f_N . На кожному інтервалі $x_{i-1} \leq x \leq x_i$ ($i = 1 \dots N$) пульсова крива апроксимується кубічним поліномом [11]

$$F_i(x) = a_i + b_i(x - x_{i-1}) + c_i(x - x_{i-1})^2 + d_i(x - x_{i-1})^3. \quad (2)$$

Використовуючи операції зважування, нове значення функції в точці визначається за формулами

$$\begin{aligned} F_0 &= f_0 - \rho_0 \frac{K_1 - K_0}{h_1}; & F_N &= f_N + \rho_N \frac{K_N - K_{N-1}}{h_N}; \\ F_i &= f_i - \rho_i \left(\frac{K_{i+1} - K_i}{h_{i+1}} - \frac{K_i - K_{i-1}}{h_i} \right); & i &= 1 \dots N-1, \end{aligned} \quad (3)$$

де ρ_j — вагові коефіцієнти в точках, $h_i = x_i - x_{i-1}$, K_i — значення других похідних поліномів (2) в точках x_i .

Вираз (2) можна переписати так:

$$\begin{aligned} F_i(x) &= F_{i-1} + \left(\frac{F_i - F_{i-1}}{h_i} - \frac{K_{i-1}h_i}{3} - \frac{K_i h_i}{6} \right) (x - x_{i-1}) + \\ &+ \frac{K_{i-1}}{2} (x - x_{i-1})^2 + \frac{K_i - K_{i-1}}{6h_i} (x - x_{i-1})^3. \end{aligned} \quad (4)$$

Розв'язуючи системи лінійних алгебраїчних рівнянь, визначаються коефіцієнти K_i . Як видно з (4), нове значення функції у точці суттєво залежить від значень других похідних апроксимуючої функції у найближчих точках та вагового коефіцієнта у точці. Встановлено, що найкраща апроксимація досягається, якщо $\rho_j = 0, 3 \dots 0, 5$.

Результати оброблення

На рис. 3 показано повний екран результатів для одного періоду пульсової хвилі. Повніші дані про кожний період пульсового сигналу, які отримані в результаті розрахунку, зберігаються в базі даних. За цими даними можна отримати картини зміни різних параметрів вздовж всієї пульсової кривої.

Розглянемо окремі фрагменти рис. 3.

На рис. 4 показано відрізок пульсової кривої, який містить повний квазіперіод пульсової хвилі. Тут наведені виміряні дані і дані, отримані в результаті кускової інтерполяції кубічним сплайном із зважуванням. Під цими даними наведено криві змінювання першої та другої похідних інтерполюючої кривої.

Окрім того, на рисунку показані три пари вертикальних ліній, які відповідають найбільшим максимумам першої похідної, максимумам і мінімумам самої пульсової функції. Програмно положення максимумів і мінімумів пульсової функції визначається за положенням двох найближчих до найбільшого

максимуму першої похідної нулів першої похідної.

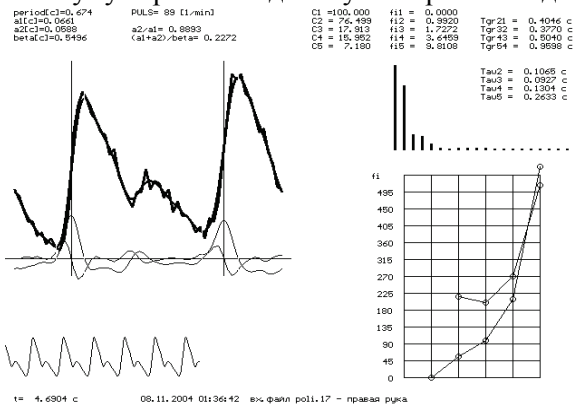


Рис. 3

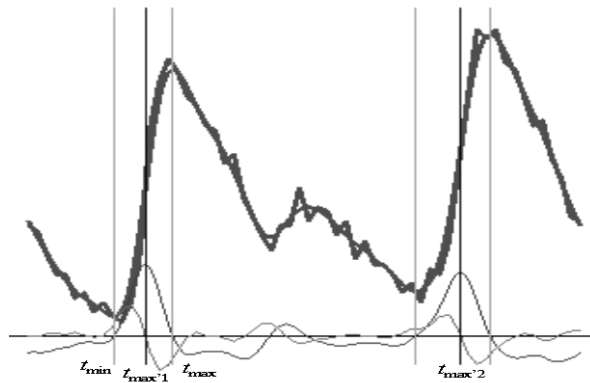


Рис. 4

Координати точок максимальної крутості пульсової кривої можна визначити точніше, ніж координати максимумів і мінімумів. Тому, в подальших розрахунках за квазіперіод пульсової кривої прийнята відстань між двома сусідніми найбільшими максимумами першої похідної функції, яка апроксимує пульсову криву.

period[c]=0.674 PULS= 89 [1/min]
 a1[c]=0.0661 a2/a1= 0.8893
 a2[c]=0.0588 (a1+a2)/beta= 0.2272
 beta[c]=0.5496

Рис. 5

На рис. 5 показані часові параметри одного періоду пульсової хвилі, які визначаються в програмі. Тут

$$\alpha_1 = \frac{t_{\max'1} - t_{\min}}{T}; \alpha_2 = \frac{t_{\max} - t_{\max'1}}{T}; \beta = \frac{t_{\max'2} - t_{\max}}{T},$$

де $t_{\max'1}$, $t_{\max'2}$ — координати сусідніх найбільших максимумів крутості пульсової кривої, різниця між якими визначає тривалість квазіперіоду T ; t_{\max} , t_{\min} — координати найближчих до $t_{\max'1}$ координат максимуму та мінімуму.

Амплітудний і фазовий спектри пульсової хвилі

Час T приймається за період ідеалізованої функції $F(t)$. Змінювання цієї функції протягом одного періоду визначається кривою, яка міститься між $t_{\max'1}$ і $t_{\max'2}$. Розкладанням цієї функції в ряд Фур'є визначаються амплітудний c_n та фазовий φ_n спектри

$$F(t) = \sum_{n=0}^N c_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{N} + \varphi_n\right); c_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}; \varphi_n = -\arctg \frac{b_n}{a_n}; \quad (5)$$

де $a_n = \frac{1}{T} \int_0^T F(t) \cos \frac{2\pi n t}{T} dt; b_n = \frac{1}{T} \int_0^T F(t) \sin \frac{2\pi n t}{T} dt; a_0 = \frac{1}{2T} \int_0^T F(t) dt. \quad (6)$

На рис. 6 показано нормований амплітудний спектр. Наведені амплітуди перших 20 гармонік. Для перших п'яти гармонік наведені нормовані значення амплітуд і значення $fi_n = \varphi_n - n\varphi_1$. На цьому ж рисунку показано графіки залежності величин $fi_n/(n-1)$ та $\varphi_n - \varphi_{n-1}$.

У верхньому правому куті рис. 6 наведені значення $t_{\text{гр},n,n-1} = T(\varphi_n - \varphi_{n-1})/(2\pi)$, $t_{\varphi_n} = T(fi_n - fi_{n-1})/[2\pi(n-1)]$, які характеризують відносну швидкість поширення пульсової

C1=100.000 f11 = 0.0000 Tgr 21 = 0.4046 c
 C2 = 76.489 f12 = 0.9920 Tgr 32 = 0.3770 c
 C3 = 17.913 f13 = 1.7272 Tgr 43 = 0.5040 c
 C4 = 15.952 f14 = 3.6489 Tgr 54 = 0.9898 c
 C5 = 7.180 f15 = 9.8108

Tau2 = 0.1065 c
 Tau3 = 0.0927 c
 Tau4 = 0.1304 c
 Tau5 = 0.2633 c

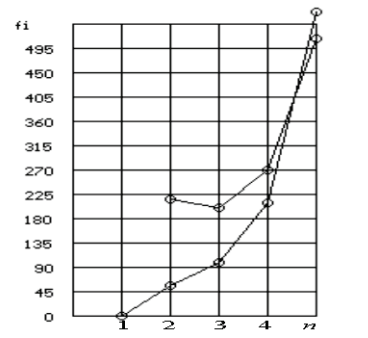


Рис. 6

ХВИЛІ.

Часові характеристики

На рис. 7 показано повну пульсову криву, що побудована тільки за збереженими характерними точками квазіперіодів. На рис. 8 показані результати розрахунку t_{ϕ_n} для пульсової хвилі з рис. 7.

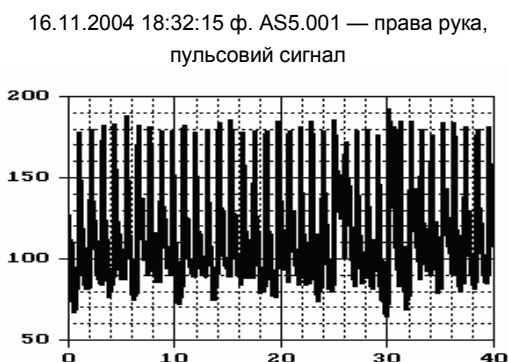


Рис. 7

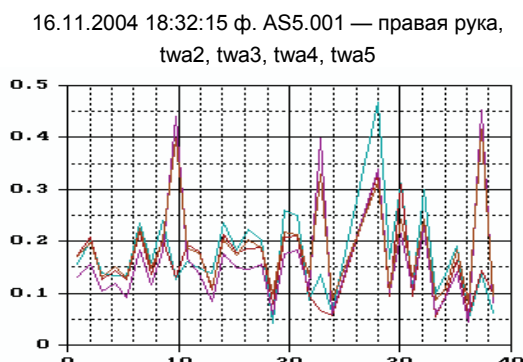


Рис. 8

Програми оброблення окремих квазіперіодів пульсової хвилі за перетвореннями Уолша, REX і CoREX

Запропонована система має змогу використовувати для аналізу перетворення з дійсним ядром, зокрема, перетворення Уолша-Адамара та нещодавно запропоновані перетворення REX і CoREX [9]. Часто спектри таких перетворень мають меншу кількість домінуючих трансформант, зміни яких залежні від стану судинної системи. Ці зміни можуть бути також виразнішими і тому за ними легше оцінювати якісно і кількісно цей стан.

На рис. 9а і 9б показані спектри перетворень REX і CoREX для різних станів судинної системи, з яких можна оцінити високу чутливість цих перетворень.

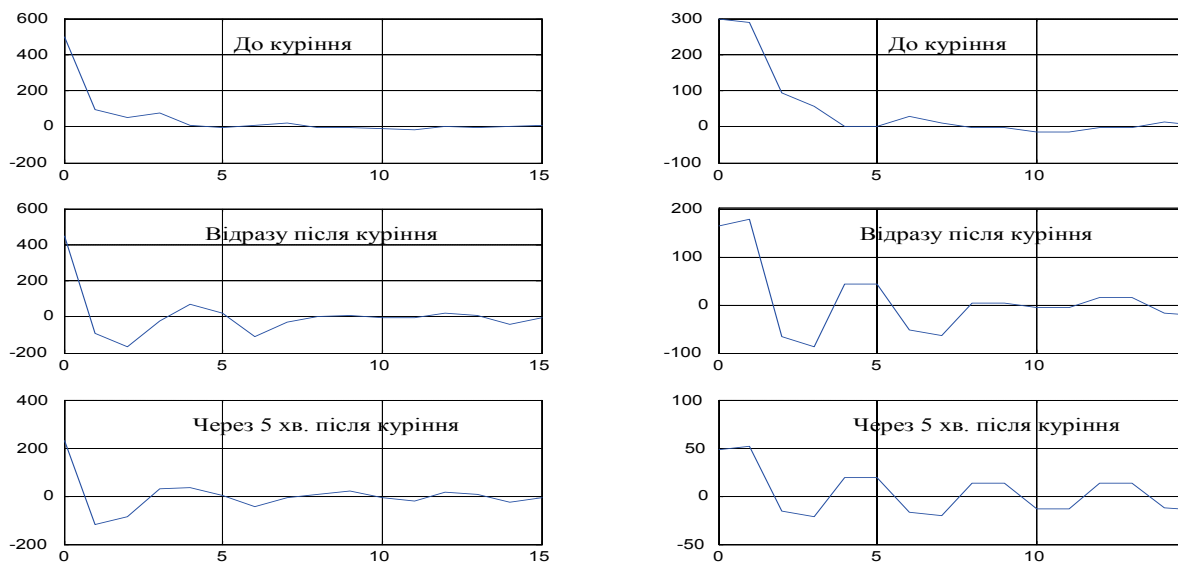
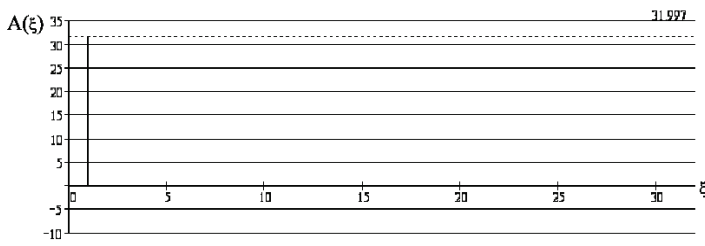


Рис. 9. Функції $Rex(n, t)$ та $CoRex(n, t)$ для $n = 16$, зростаючі експоненти

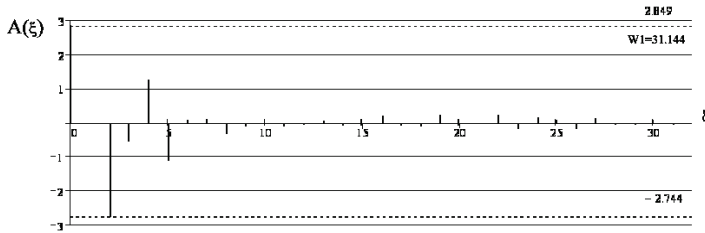
Програми оброблення окремих квазіперіодів пульсової хвилі з використанням процедури нормалізації

Перспективним напрямком діагностики відмін графоелементів є використання процедури нормалізації [12, 13]. Вона полягає у підстроюванні однієї з трансформант дискретного ортогонального перетворення (і всього матричного дискретного оператора перетворення) так, що нормалізований спектр еталонного сигналу складається лише з однієї трансформанти (спектральної складової).

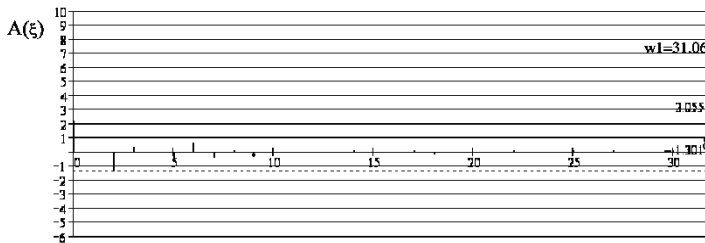
Будь-які відміни досліджуваного сигналу від еталону призводять до появи інших спектральних складових. Кількісну оцінку відхилень сигналу від еталону зручно проводити за допомогою коефіцієнта трансформант [12, 13]



а



б



в

Рис. 10

$$K_T = \frac{1}{A_1} \sqrt{\sum_{i=0; i \neq 1}^N A_i^2}$$

де A_1 — амплітуда трансформанти-еталону; A_i — амплітуди трансформант, що виникли внаслідок відхилень форми досліджуваного сигналу від еталону.

Так на рис. 10а показано нормалізований спектр трансформант еталонної пульсограми, одержаної до куріння, на рис. 10б — спектр пульсограми після куріння, на рис. 10в — спектр пульсограми через п'ять хвилин після куріння.

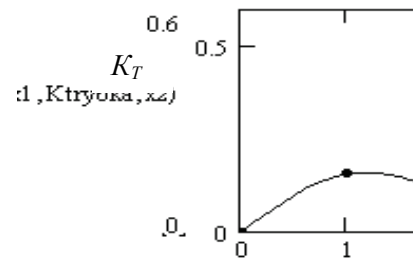


Рис. 11

Цікавим також є динаміка зміни коефіцієнта трансформант, яка показана на рис. 11. Тут нульова точка відповідає $K_T = 0$ (у нормі), точка 1 — одразу

після куріння, точка 2 — через п'ять хвилин після куріння.

З рис. 11 видно можливість дослідження динаміки станів судинної системи людини, що є досить актуальним для медичної практики.

Висновки

Випробування системи протягом декількох років показали перспективність напрямку пульсової спектрометрії для визначення станів серцево-судинної системи та вегетативної нервової системи (стану стресу) в різних умовах застосування: спостерігаючи за дією різноманітних тестових впливів, дією лікарських препаратів і засобів премедикації; визначаючи напруженість нервової системи, ступеня втоми при фізичних навантаженнях, болю при операційних втручаннях.

У сукупності з ПК типу Notebook або Pocket PC система зручна у використанні для оперативного спостереження за фізіологічним станом людини вдома, безпосередньо на робочому місці, в польових умовах, під час тренування спортсменів, у медичних закладах. Вона може бути використана для скринінгового обстеження населення і моніторингу стану здоров'я.

Перспективою подальших досліджень є розширення їх області з використанням інших фізіологічних тестових впливів, збільшення контингенту досліджуваних людей і створення відповідних банків даних.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Валтнерис А. Д., Яуя Я. А. Сфигмография как метод оценки изменений гемодинамики под влиянием физической нагрузки. — Рига: Зинатне, 1988. — 132 с.
2. Брызгунов И. П., Десова А. А., Кизева А. Г. Исследование характеристик формы и ритмической структуры пульсо-

вого сигнала лучевой артерии при артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте // Физиология человека. — 1997. — Т. 23. — № 3. — С. 38—43.

3. Павлов С. В., Махотнюк М. В. Оптикоелектронні методи діагностики стану серцево-судинної системи // Тези доповідей МНТК «Photonics-ODS 2002». — Вінниця. — 2002. — С. 65.

4. Dobrova V. E., Kolpakov F. F., Värrı A. O. and Melnik V. Estimation of Time Diagnostic Parameters of Blood Pressure Variation in Frequency Domain, in Proc. Finish Signal Processing Symposium, University of Oulu, Oulu, Finland, May, 31. 1999. P. 189—194.

5. Chun T. Lee, Ling G. Wei. Spectrum Analysis of Human Pulse // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1983. — BME-30. No 6. P 348—352.

6. Смердов А. А., Сторчун Є. В., Славітич О. А. Автоматизований комплекс для експрес-діагностики на основі методів західної та тибетсько-монгольської медицини // Український журнал медичної техніки і технології. — 1997. — № 1—2. — С. 42—46.

7. Шарпан О. Б. Влияние частотных характеристик сосудистой системы на амплитудный и фазовый спектры пульсовых сигналов // Электроника и связь. — 2002. — № 14. — С. 83—87.

8. Шарпан О. Б. Дослідження залежності амплітудного спектра пульсового сигналу від стану системи геодинаміки // Наукові вісті НТУУ «КПІ». — 2004. — № 1. — С. 110—117.

9. Рыбин А. И., Шарпан О. Б. Диагностика пульсограмм на базе ортогональных преобразований с действительным ядром // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. — 2004. — № 1. — С. 136—141.

10. Шарпан О. Б., Гусева О. В., Жиляков А. О., Мальована Н.І. Система для дослідження гемодинаміки за амплітудним спектром пульсової хвилі // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. — 2004. — № 27. — С. 158—162.

11. Турчак Л. И. Основы численных методов: Учеб. пособие. — М.: Наука. Гл. ред. физ. — мат. лит., 1987. — 320 с.

12. Рибін О. І., Шарпан О. Б. Діагностичні можливості процедури нормалізації ортогональних функцій при аналізі пульсограм // Вісник ЖДТУ Технічні науки. — 2004. — Том 1, № 4 (31). — С. 144—149.

13. Данилевська В. Г., Луцук О. В., Рибін О.І., Шарпан О. Б. Особливості і можливості діагностики за нормалізованим перетворенням Фур'є пульсового сигналу // Электроника и связь. — 2006. — № 2. — С. 49—54.

Матеріали статті рекомендовані до опублікування оргкомітетом III Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування (СПРТП-2007)» (31.05—2.06.2007 р.)

Надійшла до редакції 30.09.07
Рекомендована до друку 04.10.07

Шарпан Олег Борисович — професор, **Гусева Олена Володимирівна** — доцент, **Магльована Нінель Іванівна** — науковий співробітник.

Кафедра теоретичних основ радіотехніки;

Рибін Олександр Іванович — завідувач кафедри радіоприймання та оброблення сигналів.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»