

## Значення вихідних сигналів пірометра, мВ

$U_1$	$U_2$	$U_3$	$U_4$	$U_5$	$U_6$	$U_7$	$U_0$
0,9358	0,7092	0,8406	0,2288	0,1336	0,3602	0,1200	-0,0020

Після розв'язання системи рівнянь за формулою визначення  $\epsilon$  отримали:

- значення випромінювальної здатності для сильно окисленого алюмінію  $\epsilon = 0,299$ ;
- величину інформативного сигналу напруги пірометра випромінювання від об'єкта

вимірювання, пропорційного до значення вимірної температури  $U_T = 2,5366$ , що відповідає вимірній за номінальною статичною характеристикою пірометра температурі  $160,4^\circ\text{C}$ .

При порівнянні з довідниковими даними для випромінювальної здатності [6] даних, отриманих в результаті експерименту, похибка визначення випромінювальної здатності не перевищувала 0,04; а похибка визначення температури не перевищувала точності встановлення температури на досліджуваному об'єкті.

1. Торренс, Спэрроу // Теплопередача. 1966. Т. 88С. С. 81. 2. Петров В.А. Излучательная способность высокотемпературных материалов. М., 1986. 3. Поскачей А.А., Чарихов Л.А. Пирометрия объектов с изменяющейся излучательной способностью. М., 1978. 4. Гоц Н., Засименко В. Математична модель функціонування скануючої системи вимірювання температури рухомих об'єктів // Вимірювальна техніка та метрологія. – 2000. – № 56. – С. 75 – 78. 5. Гоц Н.Е., Засименко В.М. Рішення про встановлення дати подання заявки на винахід “Спосіб визначення випромінювальної здатності та радіаційної температури об'єкта” № 2001085760 від 14.08.2001. 6. Геращенко О.А., Гордов А.Н., Лах В.И., Стадник Б.И., Ярышев Н.А. Температурные измерения. Справочник. – К., 1984.

УДК 616.073.731+621.317.73

В.В. Хома, Я.Р. Совин

Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра “Автоматика і телемеханіка”

## ПОРТАТИВНИЙ АВТОМАТИЧНИЙ РЕОГРАФ

© Хома В.В., Совин Я.Р., 2002

Проаналізовано проблемні питання апаратного забезпечення імпедансної плетизмографії. Запропоновано портативний автоматичний реограф, який задовольняє специфічні вимоги до цього класу приладів та дає змогу спростити визначення фізіологічних параметрів. Наведено функціональну схему та часові діаграми, які пояснюють роботу пристрою.

Problems of the impedance pletysmograph instrument support are discussed. It is offered portable automatic reograph which satisfies specific requests to given a type of devices and allows to simplify process of definition of physiological parameters. The functional scheme and the time diagrams of this device operating are represented.

Метод реографії (інша назва – імпедансна плетизмографія) застосовується для дослідження центральної та регіонарної гемодинаміки, визначення таких фізіологічних

характеристик, як ударний об'єм серця при кожному його скороченні і загальний периферійний опір, дає змогу дати характеристику венозному відділу кровообігу і мікроциркуляції [1, 2]. Основний зміст реографії полягає у реєстрації та обробленні пульсових коливань кровонаповнення досліджуваного органа за допомогою вимірювання девіації електричного імпедансу цього органа. Отже, фізичним носієм корисної інформації є характер зміни опору (форма реограми).

Як відомо, електричний опір органів і тканин людини має резистивно-ємнісну природу, причому ємнісна складова  $X_c$  зменшується із підвищенням частоти тестового сигналу. Дослідження частотних властивостей імпедансу  $Z_x$  виявили, що на порівняно низьких частотах до 10 кГц імпеданс має переважаючий ємнісний характер, і навпаки, на інтервалі частот 100÷1000 кГц практично не проявляється вплив ємнісної складової. Однак перевищення тестовим сигналом частоти 200 кГц небажане з погляду згладження відмінностей між електропровідністю крові та оточуючих тканин [2]. Отже, на частотах 100÷200 кГц імпеданс тканин визначається, в основному, активною складовою  $R_x$ , причому провідна роль у її змінній компоненті  $\Delta R_x$  належить пульсовим коливанням кровонаповнення. Виділення змінного компонента активної складової загального опору та її подальший аналіз для обчислення за встановленими залежностями фізіологічних параметрів становить суть методу реографії.

Кількісний аналіз реограм базується на відомій формулі, яка встановлює залежність між електричними і геометричними характеристиками досліджуваного об'єкта:

$$R_x = \rho \frac{L}{S},$$

звідки

$$S = \rho L \frac{1}{R_x},$$

де  $R_x$  – загальний електричний опір, Ом,  $L$  – довжина досліджуваної ділянки, см;  $S$  – поперечний переріз, см<sup>2</sup>;  $\rho$  – питомий опір, Ом·см.

Оскільки об'єм тіла, розташованого між електродами, дорівнює

$$V = S \cdot L,$$

то із наведених рівнянь знаходимо

$$V = \rho L^2 \frac{1}{R_x}.$$

Диференціюючи цей вираз по  $R_x$

$$dV = -\rho L^2 \left( \frac{1}{R_x^2} \right) dR_x$$

одержимо рівняння

$$\Delta V = -\rho L^2 \left( \frac{1}{R_x^2} \right) \Delta R_x, \quad (1)$$

із якого випливає, що між зміною об'єму  $\Delta V$  і пульсаціями опору  $\Delta R_x$  існує лінійна залежність. Формула (1) є основним теоретичним положенням методу імпедансної плетизмографії, що дає змогу перейти від фізичних параметрів до реальних фізіологічних показників, які характеризують гемодинаміку обстежуваної області [2, 3].

Практична реалізація імпедансної плетизмографії стає досить складною вимірювальною проблемою. Аналіз літературних джерел за цією тематикою дав змогу виявити такі специфічні вимоги до реографа як засобу вимірювання [3, 4, 5]:

1. Висока чутливість вимірювального каналу у зв'язку із необхідністю опрацювання пульсацій опору на фоні переважаючої більш ніж на два порядки постійної складової.

2. Забезпечення завадозахищеності контактів “електрод-пацієнт” і зменшення впливу паразитних параметрів під'єднувальних проводів.

3. Оцінка у кількісному вигляді таких фізіологічних параметрів, як хвилинний об'єм крові (розмірність л/хв), загальний периферійний опір (розмірність дин $\times$ с/см<sup>5</sup>), ударний об'єм (розмірність мл).

4. Представлення інформації у цифровій формі на індикаторі або реєстрація в аналоговому вигляді на самописці.

5. Потреба у постійній калібровці реограм і пов'язана з цим проблема трудомісткості визначення потрібних фізіологічних параметрів, що сповільнює оперативність діагностики, особливо при дослідженні реограм під час динамічних навантажень пацієнта.

Звичайно, використання комп'ютерних засобів у медичній практиці дає змогу застосувати ефективні методи аналізу і обробки вимірювальної інформації, підвищити точність і об'єктивність встановлення діагностичних ознак [6]. Разом з тим, сьогодні ще існує чимала потреба у простих і малогабаритних реографах, доступних за ціною широкому загалу фахівців і які можна використати в умовах звичайної поліклініки. Для виведення і документування результатів діагностичного обстеження необхідно орієнтуватися на самописець кардіографа.

Окреслене коло задач вирішується у межах наведеної на рис. 1, а функціональної схеми автоматичного малогабаритного реографа. Основними структурними компонентами реографа є генератор синусоїдної напруги ГСН, вимірювальна схема ВС на базі п'яти операційних підсилювачів, перетворювач “вектор-скаляр” ПВС у складі фазочутливого детектора ФЧД і квадратурного фазоповертача КФП, схема компенсації СК на основі фільтра нижніх частот ФНЧ<sub>1</sub>, підсилювача постійного струму ППС, аналогового перемножувача напруг АПН, вузол формування аналогових сигналів реєстрації із послідовно увімкнених нормуючого підсилювача НП і активного диференціатора АД, аналізатора фізіологічних параметрів, що містить детектори додатних та від'ємних значень ДДЗ і ДВЗ, фільтри нижніх частот ФНЧ<sub>2</sub> і ФНЧ<sub>3</sub>, диференціюючу RC-ланку, два логічні елементи &sub1 і &sub2, RS-тригер, елемент затримки ЕЗ, формувач строб-імпульсу ФСІ, аналоговий визначник екстремуму АВЕ, пристрій вибірки зберігання ПВЗ, аналоговий інтегратор на операційному підсилювачі із керуючими ключами, блока індикації в складі АЦП інтегруючого типу та рідкокристалічного індикаторного табло ІТ.

Для зменшення впливу опору контакту “пацієнт-електрод” і паразитних параметрів під'єднувальних екранованих проводів застосовується чотирипровідна шестизатискна схема підключення досліджуваного біологічного об'єкта. На відміну від традиційних підходів, запропоновано виконувати контроль реограм на основі провідності, а не опору. Це дало змогу забезпечити інваріантність сигналу вимірювальної інформації до номінального (фонового) значення опору пацієнта. Справді, у виразі (1) зміна об'єму  $\Delta V$  залежить не лише від зміни опору  $\Delta R_x$ , але і від квадрата номінального опору пацієнта  $1/R_x^2$ . Це зумовлює потребу періодичної калібровки під час обстеження. Якщо ж здійснювати контроль за провідністю  $G_x = 1/R_x$ , то інформативний параметр не залежатиме від номінального опору

$$\Delta V = \rho L^2 \Delta G_x .$$



Під дією тестової гармонічної напруги  $\dot{U}_T$  з амплітудним значенням 1 В і частотою 100 кГц, яка створюється відповідним генератором ГТН, повний імітанс у представленні провідності  $\dot{Y}_X = G_X + j\omega C_X$  перетворюється у пропорційну комплексну напругу. Крім тестової напруги, на вхід вимірювальної схеми подається напруга компенсації  $\dot{U}_K$ , тому напруга на виході ВС описується виразом

$$\dot{U}_X = -[G_H + \Delta G_X(t)] \cdot R_o \dot{U}_T - j \cdot B_H R_o \dot{U}_T + \frac{R_o}{R_K} \dot{U}_K,$$

де  $G_H$  і  $B_H$  – номінальні значення активної і реактивної складових провідності пацієнта,  $\Delta G_X(t)$  – девіація провідності, зумовлена пульсовим кровотоком (інформативна компонента),  $R_o$  і  $R_K$  – опори зразкового резистора і резистора компенсації.

Фазочутливий детектор гармонічного типу виділяє синфазну до  $\dot{U}_T$  складову вихідної напруги вимірювальної схеми

$$u_G(t) = \Phi \left\langle \left\{ \left[ R_o (G_H + \Delta G_X) \cdot |\dot{U}_T| - \frac{R_o}{R_K} \cdot |\dot{U}_K| \right] \cdot \cos \omega_0 t + B_H |\dot{U}_T| \sin \omega_0 t \right\} |\dot{U}_T| \cos \omega_0 t \right\rangle = \\ = a \cdot \{ |\dot{U}_T| R_o [G_H + \Delta G_X(t)] - |\dot{U}_K| \cdot R_o / R_K \}$$

де  $a$  – коефіцієнт перетворення ФЧД.

Для забезпечення автоматичного зрівноважування вимірювальної схеми за номінальним значенням опору пацієнта застосовується схема компенсації. Сталу часу ФНЧ<sub>1</sub> вибирають із розрахунку подавлення змінної компоненти у напрузі  $u_G(t)$ , тому після підсилення у  $K$  разів на постійному струмі одержують

$$U_G = abKR_o \cdot (|\dot{U}_T| \cdot G_H - |\dot{U}_K| / R_K) \quad (2)$$

де  $b$  – коефіцієнт перетворення ФНЧ<sub>1</sub>.

Аналоговий перемножувач напруги АПН виконує роль модулятора, тому напруга на його виході становить

$$U_K = c(U_G \times U_T) = abcKR_o U_T \left( G_H |\dot{U}_T| - \frac{|\dot{U}_K|}{R_o} \right), \quad (3)$$

де  $c$  – коефіцієнт перетворення АПН.

Розв'язок рівнянь (2) і (3) відносно  $|\dot{U}_K|$  має вигляд

$$|\dot{U}_K| = \frac{abcKR_o G_H |\dot{U}_T|^2}{1 + abcK \frac{R_o}{R_K} |\dot{U}_T|}$$

Із врахуванням одержаного співвідношення напруга  $u_G(t)$  на виході ФЧД описується виразом

$$u_G(t) = \frac{aR_o G_H}{1 + abcK \frac{R_o}{R_K} |\dot{U}_T|} |\dot{U}_T| + aR_o \Delta G_X(t) |\dot{U}_T|.$$

Перші члени у наведеному виразі означають сигнали розбалансу статичної системи компенсації. Відповідним вибором коефіцієнта підсилення  $K$  можна досягти необхідного подавлення впливу номінального опору пацієнта на сигнал реограми.

Отже, при увімкненій системі компенсації у вихідному сигналі ФЧД переважає пульсуюча компонента, яка за допомогою нормуючого підсилювача НП подається на аналоговий вихід “ $U_{PR}$ ” для реєстрації самописцем реограми

$$u_{PR}(t) = k_{Ha} \cdot |\dot{U}_T| \cdot R_o \Delta G_X(t),$$

де  $k_H$  – коефіцієнт підсилення НП.

Активний диференціатор АД призначений для одержання першої похідної сигналу реограми

$$u_{DRG}(t) = p k_{Ha} \cdot |\dot{U}_T| \cdot R_o \frac{d}{dt} [\Delta G_X(t)],$$

де  $p$  – коефіцієнт перетворення АД.

Синхронний запис диференційної реограми здійснюється із аналогового виходу “ $U_{DRG}$ ”.

Напруга  $u_{DRG}(t)$  є вихідним сигналом аналізатора фізіологічних параметрів, оскільки на основі її оброблення визначаються такі величини, як хвилинний об’єм, загальний периферійний опір і ударний об’єм.

На рис. 2 зображено епюри сигналів, що пояснюють роботу аналізатора фізіологічних параметрів. Детектор ДЗ виділяє додатну півхвилю диференційної реограми, середньовипрямлене значення якої на виході ФНЧ<sub>2</sub> відповідає хвилинному об’єму

$$U_{XO} = q p k_{Ha} \frac{d}{dt} [\Delta G_X(t)],$$

де  $q$  – коефіцієнт перетворення ДДЗ і ФНЧ<sub>2</sub>.

Аналогічну роль у визначенні загального периферійного опору відіграють детектор ДВЗ і ФНЧ<sub>3</sub>

$$U_{ЗПО} = s p k_{Ha} \frac{d}{dt} [\Delta G_X(t)],$$

де  $s$  – коефіцієнт перетворення ДВЗ і ФНЧ<sub>3</sub>.

Синхронний запис реограми (рис.2,а) та її першої похідної (рис. 2, б) дають змогу просто визначити тривалість періоду наповнення  $T_H$  і амплітуду плетизмограми  $A_{\Pi}$ , яка відповідає максимальній швидкості наповнення (вигнання)

$$A_{\Pi} = \operatorname{tg} \alpha.$$

Відомо [3], що ударний об’єм пропорційний до добутку цих величин

$$UO = T_H \cdot A_{\Pi}. \quad (4)$$

Тривалість періоду наповнення визначається часом від початку до закінчення систоли. Початок систоли характеризується різким підйомом реограми, тому його визначають як момент збігу сигналів другої похідної реограми  $U''$ , який одержують на виході диференціюючої RC-ланки (рис. 2, в) і детектора додатних значень. Такий сигнал формується логічним елементом  $\&_1$  і встановлює RS-тригер в одиничний стан (рис. 2, г, з). Закінчення систоли визначається логічним елементом  $\&_2$  як збіг сигналів дифланки і детектора від’ємних значень (рис. 2, б, в, д). У цей момент формувачем ФСІ утворюється строб-імпульс (рис. 2, е), по задньому фронту якого елементом затримки обнулюється тригер (рис. 2, ж, з). Отже, перебування тригера в одиничному стані відповідає тривалості періоду наповнення  $T_H$ .

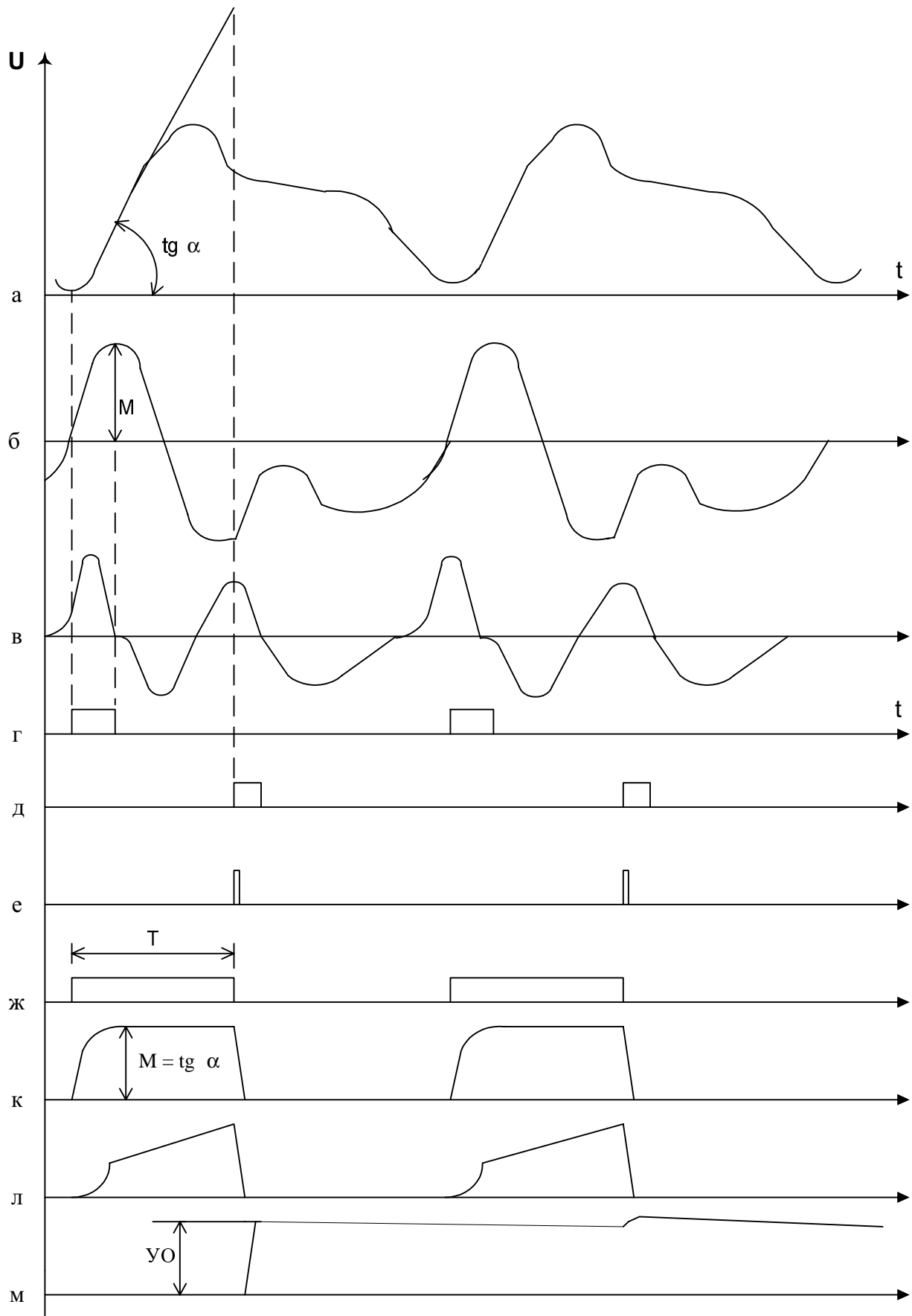


Рис. 2. Еюри сигналів аналізатора фізіологічних параметрів

Для визначення другого співмножника у виразі (1) використовується аналоговий визначник екстремуму, який фіксує максимальну протягом серцевого циклу амплітуду диференційної реограми  $U_M$  (рис. 2, к). Якщо напругу  $U_M$  проінтегрувати впродовж періоду  $T_H$ , то після закінчення інтегрування сигнал на виході інтегратора згідно з (1) буде пропорційний до ударного об'єму (рис. 2, л)

$$U_{yO} = k_{\Pi} \cdot U_M \cdot T_H,$$

де  $k_{\Pi}$  – коефіцієнт пропорційності.

Зчитування і запам'ятовування напруги  $U_{yO}$  здійснюється пристроєм вибірки-зберігання за сигналом ФСІ (рис. 2, м). Отже, напруга ПВЗ в режимі зберігання відповідає ударному об'єму. Після зчитування  $U_{yO}$  аналоговий визначник екстремуму та інтегратор обнулюються для підготовки до наступного циклу вимірювання.

Отже, інформація на виході аналізатора фізіологічних параметрів представлена у вигляді напруг постійного струму  $U_{XO}$ ,  $U_{3ПО}$  і  $U_{yO}$ . За допомогою АЦП інтегруючого типу цю інформацію можна відтворити у цифровій формі на індикаторному табло. При потребі за рівнем напруги на виході ФНЧ<sub>1</sub> можна оцінити значення номінального опору пацієнта.

1. Науменко А.И., Скотников В.В. *Основы электроплетизмографии*. – М., 1975.
2. *Реография. Импедансная плетизмография* / Сидоренко Г.И., Савченко Н.Е. и др. Под ред. Сидоренко Г.И. – Минск, 1978.
3. Кнеллер В.Ю. *Средства измерений параметров цепей переменного тока: Тенденции развития и актуальные задачи // Приборы и системы управления*. – 1998. – №1. – С. 64 – 68.
4. Lozano A., Rosell J., Pallas – Areny R. *Two frequency impedance plethysmograph: real and imaginary parts // Medical & Biological Engineering & Computing*. – 1990. – Vol. 28, №5. – P.120 – 128.
5. Pallas – Areny R., Webster J.G., Woo E.J. *Contact impedance in Bipolar, Tetrapolar and Compound – Electrode bioimpedance measurements // IV International Symposium on Biomedical Engineering*. – Peniscola (Spain). – 1991. – P. 139 – 140.
6. Vazquez Luna J.G., Starostenko O., Homa V. *Low frequency spectroscopy for monitoring of CIS – Platino concentration in blood solutions // I Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica*. – Mazatlan (Mexico). – 1998. – P.685 – 688.