

УДК 617.735-005-073.98

К.т.н. Р.Ткачук, В.Шведа, к.т.н. Л.Щербак.

АВТОМАТИЗОВАНА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА В ОФТАЛЬМОРЕОГРАФІЇ

У статті пропонується короткий опис нової системи для діагностування захворювань ока методом реографії, створеної спільними зусиллями Науково-виробничого спільного малого підприємства «Медан» та Тернопільського державного технічного університету ім. Івана Пулюя. Обґрунтовується доцільність розробки та застосування нової системи. Подані принципи її функціонування, основні технічні характеристики та результати роботи.

Впровадження сучасного електронного обладнання, засобів обчислювальної техніки в медицині дало можливість значно розширити сферу проникнення в сутність біофізичних процесів життєдіяльності організму людини. Новітні методики відбору, реєстрації та обробки інформації дозволяють вдосконалювати та суттєво спрощувати її аналіз завдяки автоматизації процесу. Крім того, стає можливим застосування складнішого та досконалішого математичного апарату статистичної обробки даних, що в свою чергу розкриває можливості отримання і дослідження нових інформативних параметрів вищих порядків.

До науково-технічних проблем сучасної медицини відносять раннє діагностування паталогічних станів ока [1]. Офтальмореографія - це науковий розділ медицини, що вивчає гемодинаміку судинної системи ока, завдяки якій лікар може отримати інформацію про кровонаповнення та еласто-тонічні властивості внутрішніх очних судин. Зміна цих властивостей є показником певного роду захворювань органів зору, у лікуванні котрих надзвичайно важливим фактором є своєчасність. Результатом реографічного дослідження ока є реоофтальмограма, та інші розраховувані показники, що відображають зміну модуля міжелектродного опору тканин ока змінному струму високої частоти протягом повного циклу серцевого скорочення [2]. Збільшення кровонаповнення в живій тканині призводить до збільшення електропровідності цієї тканини, зменшення - навпаки. Динаміка кровонаповнення судин і тканин залежить від роботи серця, тому у момент систоли опір зменшується, а під час діастоли - збільшується.

Метод офтальмореографії може бути застосований для дослідження судинної системи ока при глаукомі, захворюваннях сітківки та судинної оболонки. Можливе застосування його для оцінки стану периферійної кровеносної системи при системних судинних захворюваннях (гіпертонічна хвороба, атеросклероз, цукровий діабет та ін.). Надзвичайно цінною є інформація про відновлення кровопостачання тканин ока, що отримується даним методом у післяопераційний період.

До теперішнього часу промисловістю виготовлялись реографи, призначені для дослідження циркуляції крові різних судинних басейнів та внутрішніх органів [3]. У реоофтальмографії використовували звичайні медичні реографи (типу 4-РГ-1А), промислові генератори високої частоти (наприклад, ГЗ-7А) [2]. Спеціально для дослідження ока такі апарати промисловістю не виготовляються. Реєстрація реограми і підготовка до її проведення складним процесом, оскільки застосовувалися самописучі електросцефалографи різних систем. Математична обробка та аналіз реограми при цьому здійснювалися вручну і вимагали великих затрат часу і зусиль. До того ж, в умовах клініки, при великій кількості пацієнтів, зростає ймовірність помилки та зменшується точність вимірювання. Тому раніше кількісна оцінка реоофтальмограми зводилася до визначення реографічного коефіцієнта і, в кращому випадку, ще декількох найнеобхідніших показників. У той же час для поглибленого вивчення судинного русла

ока необхідні десятки показників, що несуть важливу інформацію для раннього діагностування різного роду захворювань ока.

З огляду на вищесказане, очевидною стає потреба створення нової потужної комп'ютерної системи для автоматизованої реєстрації, обробки та аналізу реограми ока.

На базі системного підходу при розробці автоматичної інформаційно-вимірювальної системи (ІВС) потрібно реалізувати такі основні принципи її функціонування:

- забезпечити автоматизацію процесу вимірювання і обробки на базі ЕОМ;
- забезпечення тестування вимірювальної системи для оцінки точності вимірювання;
- створити систему автоматичного підтримування необхідного сталого ступеню розрідження в магістралі для утримування давача на очному яблуці в процесі реєстрації.

У процесі реалізації створена структурна схема комплексу (рис.1).

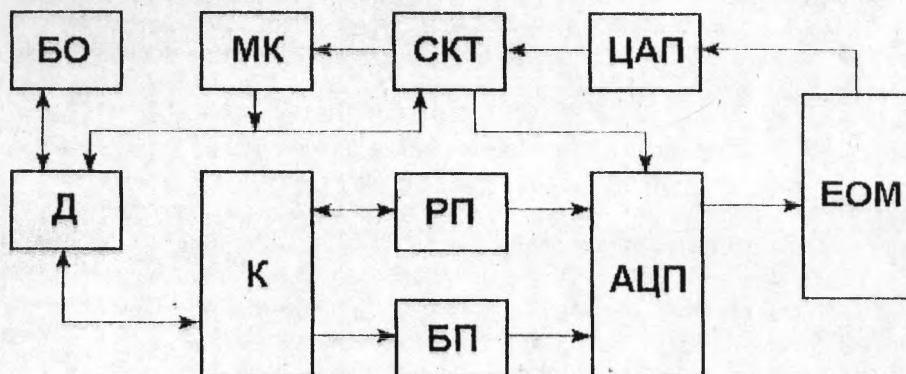


Рис.1. Структурна схема комплексу ДКЗГ-01

Створена інформаційно-вимірювальна система складається із завершених функціональних блоків, що взаємодіють між собою. Керування робочим процесом та реєстрацію результатів здійснює ЕОМ через шину системного інтерфейсу. Перетворення отриманого сигналу в числову форму здійснює аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). Підсилювач біопотенціалів (БП) в залежності від режиму роботи системи використовується для підсилення різниці потенціалів на сітківці ока в момент світлового подразнення (ретинографія) або для підсилення кардіосигналу (реографія). Реоперетворювач (РП) служить для перетворення величини зміни імпедансу біооб'єкта у зміну напруги. Комутатор (К) перемикає входи РП і БП в залежності від режиму роботи. На досліджуваній біологічній об'єкт (БО) встановлюється комплекс давачів (Д), у комплект якого входять: очний електрод, вушний опорний електрод, два кардіоелектроди та електрод заземлення. Для утримання на оці БО очного електрода передбачений мікрокомпресор (МК). Зворотний зв'язок реалізується системою підтримання вакуумного розрідження. У склад ланки входить система контролю тиску (СКТ), АЦП та цифрово-аналоговий перетворювач (ЦАП).

Запропонована ІВС передбачає можливість роботи за двома методиками - реографія та локальна ретинографія (з червоним чи зеленим кольором світлового стимулу) без необхідності заміни очного давача, що значно зменшує час повного дослідження, спрощує та полегшує весь процес реєстрації. Цього досягнуто завдяки новій конструкції спеціально розробленого універсального очного давача та

персонального комп'ютера класу IBM з мікропроцесором не нижче 80386, 12-розрядного АЦП [8].

Реоканал повинен забезпечувати такі основні параметри:

- діапазон вхідних сигналів -2,5...2,5 В;
- крок квантування $q = 1,221$ мВ;
- середнє квадратичне відхилення міжкодкових шумів 0,1q...0,15q;
- коефіцієнт перетворення 1,25 В/0,1 Ом;
- діапазон перетворення змінної складової 0,05...0,5 Ом;
- частота зондуючого струму 50 кГц $\pm 10\%$;
- нерівномірність ЛЧХ реоканалу - не більше $\pm 10\%$;
- коефіцієнт підсилення каналу біопотенціалів - не менше 2000;
- смуга пропускання частот - в межах 0,3...30 Гц;
- коефіцієнт подавлення синфазного сигналу - не менше 70 ДБ;
- коефіцієнт взаємовпливу між каналами - не більше 5%.

Процедура проведення реоофтальмографії без врахування адаптації триває 2-5 хв. При цьому реєструється від 1 до 90 реалізацій за вибором оператора. Результати реєстрації виводяться у вигляді двох графіків (реограма і кардіограма) (рис.2).

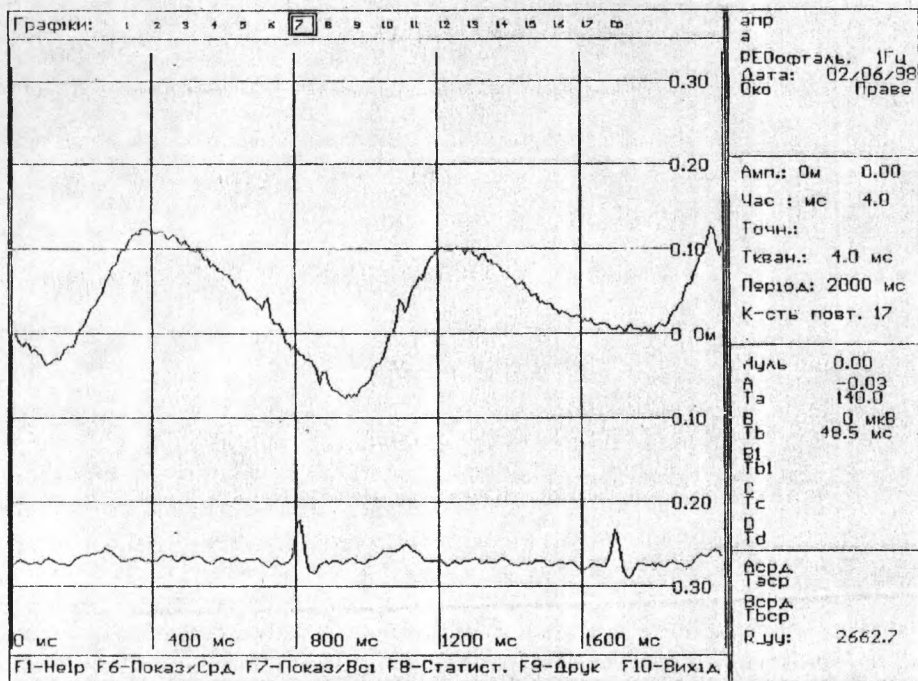


Рис.2. Результати реєстрації офтальмограми

Отримані результати дослідження реограми можна аналізувати за допомогою підпрограми, яка здійснює фільтрацію та вирівнювання реографічної кривої, синтезує диференційну реограму, оцінює точність (рис.3).

Завершенням обробки є автоматичний розрахунок 20-ти найголовніших реографічних показників, котрі виводяться у вигляді таблиці серед яких є:

1. Реографічний індекс, Ом
2. Час анакрати, сек
3. Час катакрати, сек
4. Час повільного кровонаповнення, сек
5. Час повільного кровонаповнення, %

6. Час швидкого кровонаповнення, сек
7. Час швидкого кровонаповнення, %
8. Відношення часу анакрати до тривалості всієї хвили
9. Час розповсюдження реографічної хвили, сек
10. Максимальна швидкість швидкого кровонаповнення, Ом/сек
11. Середня швидкість повільного кровонаповнення, Ом/сек
12. Дикротичний індекс, %
13. Діастолічний індекс, %
14. Рівень інцизури, Ом
15. Дикротичний інтервал, сек
16. Тривалість систолічної хвили, сек
17. Тривалість діастолічної хвили, сек
18. Час максимального систолічного наповнення, сек
19. Амплітуда систолічної хвили, Ом
20. Амплітуда діастолічної хвили, Ом

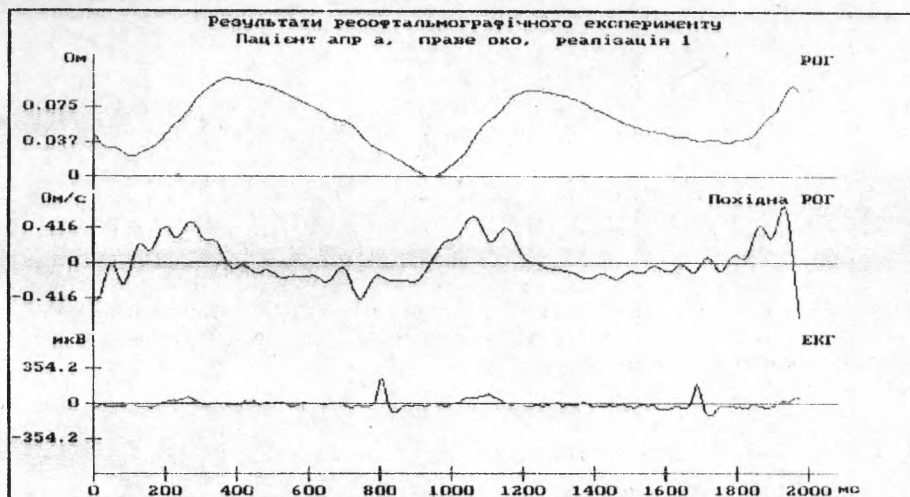


Рис.3. Результати попередньої обробки результатів реєстрації

На основі отриманих даних лікар проводить оцінку стану та діагностування патологій органу зору пацієнта.

В даний час здійснюється апробація ІВС та ведеться постійна робота над вдосконаленням програми аналізу результатів дослідження. Це дозволяє застосовувати складні та спрощені алгоритми обробки, порівнювати їх, проводити оптимізацію, виявляти інформативну наповненість нових, ще не досліджених параметрів.

In the article is suggested short sketch of new system for the diagnostics of diseases of eye by the reography method, what is created by general efforts of Research-and-production small businesses «Medap» and Ternopil State Ivan Pull'uj Technical University. It was made the review of existing similar devices. Motivated practicability of design and using a new system. The principles of its operation are described and main technical features and results of work are given.

Література

1. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных заболеваний.- М: Здоровье.- 1990.- С.444-465.

2. Кашинцева Л.Т., Козлов В.И., Кривицкий А.К. Методика исследования кровообращения глаз при помощи реографии. //Сборник научных трудов Одесского института глазных болезней им. Филатова.- 1979.
3. Гуревич М.И., Соловьев А.И., Литовченко Л.П., Долман Л.Б. Импедансная реоплетизмография.- К.: Наукова думка.- 1982.- 176с.
4. Лазаренко В.И., Польшцев Л.А., Ильенков С.С., Панкеев В.С., Ткач В.В. Об эффективности использования автоматизированного реофтальмологического комплекса при сосудистых заболеваниях глаз. //Офтальмолог. Ж.- 1994.- №4.- С214-216.
5. Уилкс С. Математическая статистика.- М.: Наука, 1967.- 632с.
6. Смирнов Н.В., Дунин-Барковский И.В. Курс теории вероятностей и математической статистики для технических приложений.- М.: Наука, 1969.- 511с.
7. Ткачук Р.А., Паламар М.І. Адаптивна комп'ютерна вимірювально-керуюча система для дослідження біопотенціалів ока //Матеріали 3-ї міжнародної конф: Контроль и управление в технических системах.- Т.2.- Вінниця, 1995.- С.335-336.
8. Гитис И., Пискулов Е.А. Аналогово-цифровые преобразователи.- М.: Энергоиздат, 1981.- 360с.

Стаття представлена до друку д.т.н., проф. Карпінським М.П.

УДК 534.9

В.Пісьціо, к.т.н. О.Шкодзінський

(Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя)

МЕТОД РЕГУЛЮВАННЯ ЧАСТОТНОЇ ХАРАКТЕРИСТИКИ П'ЕЗОЕЛЕКТРИЧНОГО ТРАНСФОРМАТОРА

У роботі пропонується метод корекції характеристики п'єзоелектричного трансформатора за допомогою зовнішнього кола, що підключається до його допоміжних електродів. Наведен приклад впливу на частотну характеристику п'єзотрансформатора з метою збільшення діапазону резонансних частот.

Умовні позначення.

- I_i - струм i -го електрода;
- U_i - напруга на i -му електроді;
- Y_{ij} - компоненти матриці Y - параметрів;
- $S_{11}^E, S_{12}^E, S_{13}^E, S_{33}^E, S_{44}^E, S_{66}^E$ - пружні жорсткості, для постійного електростатичного поля;
- $e_{31}^b, e_{33}^b, e_{15}^b$ - п'єзомодулі для постійного механічного напруження в матеріалі;
- $\epsilon_{11}, \epsilon_{33}$ - діелектричні проникливості для постійної деформації;
- b_{ij} - тензор механічних напружень;
- $E_i = -\frac{\partial \Phi}{\partial x_i}$ - складові вектора електростатичного поля;
- $\Phi, \Delta \Phi$ - електричний потенціал в матеріалі та різниця потенціалів на поверхнях електродів, відповідно;
- $e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$ - тензор деформації;
- D_i - складові вектора електричного зміщення D ;
- U - вектор переміщень;
- ω - циклова частота сигналу на електродах п'єзотрансформатора;
- ρ - питома маса матеріалу п'єзотрансформатора;