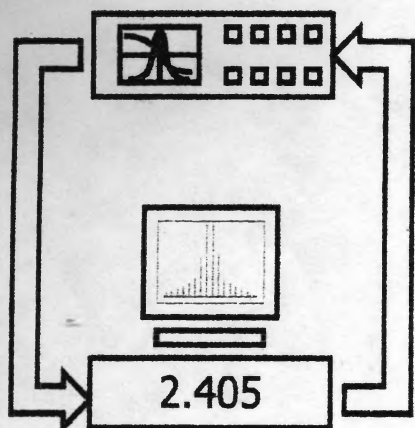
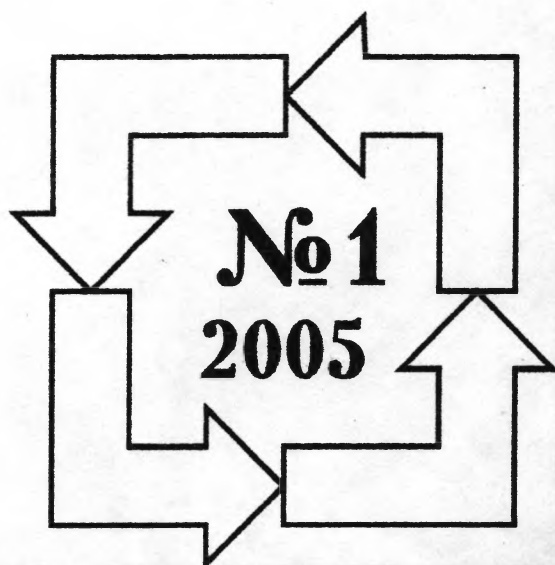




**МІЖНАРОДНИЙ
НАУКОВО-ТЕХНІЧНИЙ
ЖУРНАЛ**

**ВИМІРЮВАЛЬНА
ТА
ОБЧИСЛЮВАЛЬНА
ТЕХНІКА
В
ТЕХНОЛОГІЧНИХ
ПРОЦЕСАХ**



ХМЕЛЬНИЦЬКИЙ

Міжнародний науково-технічний журнал

**Вимірювальна та обчислювальна
техніка в технологічних процесах**

Заснований в травні 1997 р.

Виходить 2 рази на рік

Хмельницький, 2005, №1(25)

Засновники:

Технологічний університет Поділля (м. Хмельницький)

ВАТ НДІ "Уконд" (м. Хмельницький)

Українська технологічна академія (м. Київ)

**Видавець: Хмельницький національний університет
(Технологічний університет Поділля)**

Головний редактор І.В. Троцишин

Редакційна колегія:

І.Л.Афонін (Україна, Севастополь), **В.Ф.Бардаченко** (Україна, Київ), **В.І.Водотовка** (Україна, Київ, Хмельницький), **Г.Ф.Гордієнко** (Україна, Хмельницький), **В.Б.Дудикевич** (Україна, Львів), **В.М.Локазюк** (Україна, Хмельницький), **Г.С.Калда** (Україна, Хмельницький), **В.В. Календін** (Росія, Москва), **В.Г.Камбург** (Україна, Хмельницький), **В.Г.Каплун** (Україна, Хмельницький), **С.А.Кравченко** (Росія, Санкт-Петербург), **Г.О.Козлик** (Україна, Київ), **В.П.Кожем'яко** (Україна, Вінниця), **Ф.Ф. Колпаков** (Україна, Харків), **В.Т.Кондратов** (Україна, Київ), **В.Д.Косенков** (Україна, Хмельницький), **О.М.Кошев** (Росія, Пенза), **І.В.Кузьмін** (Україна, Вінниця), **А.О.Мельник** (Україна, Львів), **Ю.Ф.Павленко** (Україна, Харків), **О.М.Петренко** (Англія, Лондон), **В.О.Поджаренко** (Україна, Вінниця), **В.П.Ройзман** (Україна, Хмельницький), **О.П.Ротштейн** (Ізраїль, Єрусалим), **В.П.Тарасенко** (Україна, Київ), **Ю.О.Скрипник** (Україна, Київ, голова редакційної колегії), **М.М.Сурду** (Україна, Київ), **П.М.Сопрунюк** (Україна, Львів), **Й.І.Стенцель** (Україна, Северодонецьк), **М.А. Філіпюк** (Україна, Вінниця), **В.Д.Ціделко** (Україна, Київ).

Відповідальний секретар Л.В.Троцишина

Технічний редактор Л.В.Троцишина

Редактор-коректор В.І.Мільман

Адреса редакції: Україна, 29016, м. Хмельницький, вул. Інститутська 11, Технологічний університет Поділля, редакція журналу "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах", (кімн. 4-331), **тел:** (0382) 72-88-74.

E-mail: vottp@beta.tup.km.ua •

Зареєстровано Міністерством України у справах преси та інформації
Свідectво про державну реєстрацію друкованого засобу масової інформації
Серія КВ №2398 від 9 січня 1997 року.

© Технологічний університет Поділля, 2005

© Редакція "Вимірювальна та обчислювальна
техніка в технологічних процесах", 1997

Р.А.Ткачук

Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

КОМП'ЮТЕРНА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ОФТАЛЬМОДІАГНОСТИКИ ЗАХВОРЮВАНЬ ОЧЕЙ МЕТОДАМИ РЕОГРАФІЇ І ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАФІЇ

Вступ. Для своєчасного виявлення пацієнтів із дефектами зору і захворюваннями очей та прогнозування перебігу хворіб в процесі лікування в даний час лікарі-офтальмологи частіше стали застосовувати об'єктивні методи досліджень [1, 6, 8].

Раніше увагу фізіологів та клініцистів-офтальмологів, із-за надзвичайної складності об'єкту дослідження, привертали методи, які вже добре зарекомендували себе для діагностики захворювань серцево-судинної системи, в саме: методи електроімпедансної реографії та електрокардіографії. Для оцінки загальної гемодинаміки запропонований метод тетраполярної імпедансної реоплетизмографії, який дозволяє значно наблизитися до точнішого визначення основних параметрів та оцінки кровонаповнення, що характеризує центральну та периферійну гемодинаміку кровопостачання судин і м'язів органів людини. Процеси відбору та обробки загальної інформації про еластичні властивості тканин та тонус судин характеризуються такими фізичними параметрами, як: пружність, електричний потенціал, електричний опір, температура, тиск, електрична провідність [1, 5].

Додаткові проблеми виникають при дослідженні ока людини на ранніх стадіях захворювання, що характеризуються набагато складнішими процесами відбору інформації, ніж при дослідженні загального стану, оскільки є небезпека підвищеного ризику отримання неповної кількості даних, а також зменшення в десятки разів рівнів сигналів, що потребують спеціального підходу при реєстрації і їх аналізу з метою підвищення достовірності отриманих результатів. Можливе виникнення додаткових похибок із-за неточності світлового збудження сітківки ока та нерівномірності розподілення полів в зоні зондування і розташування реєструючих давачів-електродів, що ставить задачу додаткового тестування та калібрування вимірювально-реєструючого тракту.

Проведення досліджень ока людини запропонованими методами в офтальмологічних клініках практично проводилися дуже мало із-за неможливості використання пристосованої техніки у виді моста Уінстона чи Кольрауша, невідтворюваністю отриманих результатів для окремого пацієнта та значною трудомісткістю проведення процедури вимірювання та розрахунку діагностичних параметрів. Відсутність сучасної медичної техніки ускладнювало ранню діагностику захворювань ока і зорового аналізатора, особливо у тих випадках коли є потреба знайти порівняльний прогноз стану при діагностиці чи перебігу хвороби в результаті хірургічного втручання або фармакологічного і терапевтичного впливу.

Мета роботи- підвищення точності електронної інформаційно-вимірювальної системи для діагностики основних захворювань ока методами реографії і ретинографії з дозуванням величини подразнення та покращенням завадостійкості.

Інформаційна вимірювальна система (ІВС). Вимірювальна система повинна використовувати застосовані фізичні та математичні методи для дозування подразнення і вимірювання та реєстрацію біопотенціалів ока, інших динамічних параметрів, а якісна обробка і аналіз одержаних результатів з допомогою ПЕОМ забезпечуватиме необхідну точність в поєднанні із застосуванням сучасної елементної бази.

ІВС може бути рекомендована для дослідження ока на ранніх стадіях при таких захворюваннях: відшарування та атрофія сітківки; початкова та хронічна дистрофія; дистрофія типу Кунта-Юніуса; захворювання пов'язані із феноменом Шірера і хворобою Штаргардта; запаленням ока; повному чи частковому поразеннях 1-го і 2-го нейронів; недостатнім кровопостачанням і порушенням гемодинаміки ока в стані спокою і при додаткових напруженнях та під впливом фізичних навантажень чи первинному застосуванні фармакологічних засобів, а також хворих з ністагмом і непрозорих кришталиках ока [6].

Математична модель. При розробці основних положень наукового підходу щодо створення математичної моделі для точнішої офтальмодіагностики захворювань ока людини необхідно було вирішити наступні основні задачі: вибрати фізичні методи, що були покладені в основу процедури вимірювання; сформулювати математичну постановку задачі збудження складових елементів біооб'єкту і вимірювання параметрів та знайти її розв'язки; розв'язати задачу обробки результатів вимірювання; розробити методологію побудови давачів для відбору вимірювальної інформації і побудувати функціональну схему та практично створити інформаційно-вимірювальну систему і дослідити метрологічні характеристики; встановити критерії для перевірки правильності вибору фізичного і математичного методів та порівняння експериментальних результатів.

Відомо, що поява біопотенціалів сітківки ока та нервового імпульсу може бути викликана не лише світловими подразненнями, але й електричними [5]. Представляє зацікавленість одночасного дослідження цих ситуацій для незрячих людей чи людей із погіршенням зору без явно встановленої

причини. Тут є цікавою концептуальна сторона цього питання. Світлові промені попадають на матрицю фоторецепторів, перетворюється в електричний потенціал, енергію та ініціюють нервовий імпульс. У зв'язку з цим виникає задача про знаходження аналітичного виразу розподілу поля світлової хвилі на сітківці ока, а відтак кількісної оцінки світла на світлочутливих рецепторах.

Задача про поширення світла в неоднорідних структурах полягає в розв'язанні рівнянь Максвелла:

$$\operatorname{rot} \vec{B} = -\frac{i\omega}{c} \varepsilon(\omega, \vec{r}) \vec{E} \quad (11)$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = i\omega \vec{B}, \quad (12)$$

що описують поширення монохроматичної хвилі в неоднорідному середовищі з відповідним показником заломлення $n(\omega, \vec{r}) = \sqrt{\varepsilon}$, який незначно залежить від координат.

Припускаючи, що

$$|\vec{\nabla} n| \ll k_0, \quad k_0 = \frac{\omega}{c} = \frac{2\pi}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{2\pi}{k_0} = \frac{2\pi c}{\omega} \ll l \sim \frac{1}{|\vec{\nabla} n|}.$$

Якщо довжина неоднорідності значно більша за довжину світлової хвилі, то використавши довжину хвилі достатньо малою, знайдено розв'язок у вигляді розкладу по степенях довжини хвилі:

$$\vec{E} = e^{ik_0 y} \left[\vec{E}_0(\vec{r}) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{i}{k_0} \right)^n \vec{e}_n(\vec{r}) \right], \quad (13)$$

$$\vec{B} = e^{ik_0 y} \left[\vec{B}_0(\vec{r}) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{i}{k_0} \right)^n \vec{b}_n(\vec{r}) \right]. \quad (14)$$

Рівняння для ейконалу еквівалентне рівнянню Гамільтона-Якобі для частинки з масою m і енергією E , що рухається у зовнішньому полі з потенціалом $U(\vec{r})$, яке є квазікласичним наближенням (оптико-механічна аналогія) рівняння Шредингера ($\hbar \rightarrow 0$) [3]:

$$(\vec{\nabla} S)^2 = 2m[E - U(\vec{r})] = p^2; \quad n = f\sqrt{2m(E - U)}, \quad (15)$$

де p - імпульс частинки. Звідси випливає, що світлові промені в геометричній оптиці можна ототожнювати з траєкторією частинки в полі $U(\vec{r})$. Цю траєкторію променя знаходять з умови

$$m \frac{d^2 \vec{r}}{dt^2} = -\vec{\nabla} U, \quad (16)$$

Функція ейконал або оптичний шлях світла, що падає на поверхню очного яблука, потім проходить через оптичне середовище ока і потрапляє на сітківку ока визначається у вигляді наступного криволінійного інтегралу 1-го роду:

$$\begin{aligned} \psi = & \int_{\substack{\text{(сітківка)} \\ \text{(передня} \\ \text{поверхня} \\ \text{оканого} \\ \text{яблука)}}}^{\substack{M_1 \\ \text{(сітківка)}}} n(\omega, \vec{r}(l)) dl + \int_{\substack{M_0 \\ \text{(слюзова} \\ \text{річка)}}}^{\substack{M_1 \\ \text{(сітківка)}}} n_1 dl + \sum_{i=2}^N \int_{\substack{M_{i-1} \\ \text{(розірка)}}}^{\substack{M_i \\ \text{(сітківка)}}} n_i dl + \int_{\substack{M_{N-1} \\ \text{(передня} \\ \text{озна} \\ \text{камера)} \\ \text{(водяниста} \\ \text{волога)}}}^{\substack{M_N \\ \text{(сітківка)}}} n_{N-1} dl + \int_{\substack{M_{N+1} \\ \text{(кристалик)}}}^{\substack{M_{N+2} \\ \text{(сітківка)}}} n_{N+2}(\omega, \vec{r}(l)) dl + \\ & + \int_{\substack{M_{N+3} \\ \text{(центральна} \\ \text{ямка} \\ \text{жовтої} \\ \text{плями)} \\ \text{(сітківка)}}}^{\substack{M_{N+4} \\ \text{(задня} \\ \text{озна} \\ \text{камера} \\ \text{(складене} \\ \text{тіло)}}}} n_{N+3} dl = \int_{(x_0, y_0)}^{(x_1, y_1)} n_0 dl + \int_{(x_1, y_1)}^{(x_2, y_2)} n_1 dl + \sum_{i=3}^N \int_{(x_{i-1}, y_{i-1})}^{(x_i, y_i)} n_i dl + \int_{(x_N, y_N)}^{(x_{N+1}, y_{N+1})} n_N dl + \int_{\substack{M_{N+1} \\ \text{(сітківка)}}}^{\substack{M_{N+2} \\ \text{(сітківка)}}} n_{N+2}(\omega, \vec{r}(l)) dl + \int_{(x_{N+2}, y_{N+2})}^{(x_{N+3}, y_{N+3})} n_{N+3} dl = \\ & = n_0 \sqrt{(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2 + (z_0 - z_1)^2} + n_1 \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2} + \\ & + \sum_{i=3}^N n_i \sqrt{(x_{i-1} - x_i)^2 + (y_{i-1} - y_i)^2 + (z_{i-1} - z_i)^2} + n_N \sqrt{(x_N - x_{N+1})^2 + (y_N - y_{N+1})^2 + (z_N - z_{N+1})^2} + \\ & + \int_{\substack{M_{N+1} \\ \text{(сітківка)}}}^{\substack{M_{N+2} \\ \text{(сітківка)}}} n_{N+2}(\omega, \vec{r}(l)) dl + n_{N+3} \sqrt{(x_{N+2} - x_{N+3})^2 + (y_{N+2} - y_{N+3})^2 + (z_{N+2} - z_{N+3})^2}. \end{aligned} \quad (17)$$

Якщо розв'язати рівняння з використанням ПЕОМ, тоді розподіл поля світлової хвилі збуреним ейконалом можна записати і знайти за таким виразом:

$$\psi = \psi_1 + \psi_2 + (x_0 - x_1)(\xi_2 - \xi_1) + (y_0 - y_1)(\eta_2 - \eta_1). \quad (18)$$

Таким чином розподіл поля світлової хвилі на сітківці ока визначатиметься співвідношеннями (13, 14) із функцією ейконалом Зайделя чи збуреним ейконалом, який враховує відхилення траєкторій, що передбачає ці зміни і описується оптикою Гауса [4]. Отже, знаючи величину і розміри поля подразнення фоторецепторів сітківки ока з вищою точністю можна отримати відповідну реакцію у виді біопотенціалів, що реєструються і забезпечити якіснішу оцінку вихідних параметрів та прогноз для кожного ока пацієнта. Про інформативні ознаки діагностики з використанням ортогонального розкладу реалізацій електрореєнограм і реограм в системі базисних функцій Чебишева, Кравчука, Лагера описано в роботах [7, 8] і тому додаткового опису не потребує.

Про підвищену точність та надійність інформаційно-вимірювальної системи ДСЗО-01 свідчить отримане свідоцтво про реєстрацію державним департаментом МОЗ України і права на випуск з використанням в клінічній практиці. Показники точності цієї системи гарантуються метрологічними атестатами у відповідності з технічними умовами.

Висновки. В результаті досліджень створена інформаційно-вимірювальна система з застосуванням уточнених моделей, які використовуються для достовірної оцінки стану зорового аналізатора людини і діагностики значної кількості захворювань на ранній стадії захворювання, підготовки операторів в авіації та науково-дослідних організаціях.

Література

1. Уайт А. Основы биохимии. -М.: Мир, 1-3 том, 1981.
2. Сивухин Д. В. Общий курс физики. Оптика. -М.: Наука, 1985.
3. Федорченко А. М. Теоретична фізика. Т.1. — К.: Вища школа, 1992. — 535 с.
4. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. - М.: Наука, 1973.
5. Зрительное опознание и его нейрофизиологические механизмы. Под общей редакцией: Глезера В. Д. —Л.: Наука. Лен. отд., 1975.
6. Ткачук Р.А., Паламар М.І. Аналіз метрологічних характеристик комп'ютерної вимірювальної системи для дослідження біопотенціалів. -Тернопіль:ТДТУ.-1999.Вісник №4 ч.4 -С.149-154.
7. Мацюк О.В., Приймак М.В. Фриз М.Є. Математичне моделювання та застосування теорії критеріїв Неймана-Пірсона в задачах діагностики. \\\Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.-Хмельницький.-1999.№1-С.12-17.
8. Ткачук Р.А., Мацюк О.В. Інформаційно-вимірювальна система для діагностики захворювань зорового аналізатора. \\\Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.-Хмельницький. -2004.-№1- С.127-131.

Надійшла до редакції
05.05. 2005 року.

УДК 615.47:681.7.069.24

Я.В. Савенко
НТУУ "КПІ"

ЛАЗЕРНИЙ КОРЕЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗАТОР ДЛЯ СЕЛЕКЦІЇ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕМЕНТІВ ЦІЛЬНОЇ КРОВІ ЛЮДИНИ

Вступ

В даній роботі проводились дослідження запропонованого лазерного кореляційного аналізу для селекції та визначення характеристик елементів крові людини. Проведений аналіз методів лазерної діагностики в біології та медицині [1] дозволяє зробити висновок про перспективність подальшого розвитку методів і апаратури медичного лабораторного аналізу, зокрема гематологічних досліджень, заснованих на методах пружного розсіювання світла. Розсіювання лазерного випромінювання на елементах крові базується на теорії розсіювання Мі для великих сферичних часток [2]. За рахунок відмінностей у характері індикатрис розсіювання для різних типів і характеристик елементів крові можливо проводити їх селекцію і визначення. Інформативність отриманої інформації в такому випадку буде визначатися можливістю реєстрації індикатрис розсіювання і їх аналізу у широкому діапазоні значень кутів, а також порівняння їх між собою і з стандартними індикатрисами. Запропонований лазерний аналізатор дозволяє отримувати індикатрис розсіювання елементів крові у часовому просторі, що відповідає представленню у декартових логарифмічних координатах. Запропонована кореляційна обробка отриманого сигналу, дозволяє