УДК 004.42:617.7

К.В. Кривошеєв

СНУ ім. В.Даля, м. Сєвєродонецьк, Україна, kinst@hotmail.com

МЕТОД ПОБУДОВИ ГРАФІЧНИХ СТИМУЛІВ ДЛЯ СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ПРИ ДІАГНОСТУВАННІ ЗОРУ

Проведено аналіз існуючих моделей, методів та інформаційних технологій діагностики просторового зору людини. Запропоновано нову комп'ютерну методику діагностування зору людини на основі фізіологічної структури сітківки ока. Розроблено метод відображення графічних стимулів для діагностики, також вдосконалено алгоритм розмиття за Гаусом для задачі, що розв'язується. Базуючись на розроблених та вдосконалених методах створено систему підтримки прийняття рішень при діагностуванні зору людини.

МЕТОД, ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ, СИСТЕМА ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ, ГРАФІЧНИЙ СТИМУЛ, ПРОСТОРОВА КОНТРАСТНА ЧУТЛИВІСТЬ, ДІАГНОСТИКА ЗОРУ

Вступ

Великий темп життя вимагає більш швидкого аналізу стану здоров'я людини: з позиції пацієнта, актуальним є відсутність якісних інформаційних технологій (ІТ), що надають можливість провести первинний огляд без лікаря або порадитися з ним не виходячи з дому чи офісу; з боку лікаря – велике навантаження призводить до розгляду усіх випадків захворювання однаково та не дозволяє зосередитися на ускладнених випадках захворювання [2, с.368].

Розробка ІТ медичного призначення, а саме, систем підтримки прийняття рішень (СППР), дозволяють подолати перешкоди на шляху встановлення правильного діагнозу, скоротити час обстеження та надати лікарю необхідну інформаційну підтримку. Така підтримка найбільш актуальна при проведенні первинного огляду. Прикладом може бути проведення планового огляду у лікаря офтальмолога, а саме діагностика просторового зору людини (ПЗЛ).

1. Аналіз існуючих методів

Оцінкою передатних функцій просторового зору людини займалося багато вітчизняних і закордонних вчених: Белозерів А.Е., Владимиров С.М., Волков В.В., Денисенко А.О., Колесникова Л.И., Колесникова Л.Н., Левкович Ю.И., Макулов В.Б., Мосин И.М., Паук В.Н., Пантєлєєв Г.В., Шамшинова А.М., Шапиро В.М., Шелепин Ю.Е. Велика увага приділяється розробкам СППР у роботах наступних авторів: Гусєва С.Є., Крутов С.І., Ляшенко Т.В., Рамазанов С.К., Руденко М.А., Симанков В.С., Халафян А.А. та інших. [1].

У роботах авторів сформовано базові принципи та моделі побудови СППР, також розкрито основні принципи оцінки просторового зору людини. Однак, в існуючих дослідженнях не вирішувалась проблема оцінки просторового зору людини на етапі діагностики виходячи з фізіологічної структури сітківки, саме це зумовило вибір теми дослідження.

Таким чином, метою цієї роботи є підвищення ефективності процесу діагностування очних захворювань за рахунок розробки інформаційної технології у вигляді системи підтримки прийняття рішень для оцінки стану зору людини.

2. Виклад основного матеріалу

Для досягнення поставленої мети сформовано та вирішено наступні задачі:

– розроблено метод формування питань експертної системи;

– удосконалено метод розмиття зображення за Гаусом;

– розроблено математичну модель ідентифікації діагнозу в умовах невизначеності;

– розроблено інформаційну технологію та її алгоритми на основі створених математичних моделей та методів;

– апробовано розроблену інформаційну технологію прийняття рішень у вигляді СППР, що була розроблена.

Розглянемо метод формування питань експертної системи детальніше.

Для полегшення прийняття рішень в області медицини створюються й широко розповсюджуються комп'ютерні медичні експертні системи (ЕС), які припускають наявність списку питань.

Інформація, що закладена у питаннях, може бути не тільки текстова, але й графічна, у вигляді стимулів збудження, кардіограм, рентгенограм та ін. Система аналізує всі параметри, враховуючи історію хвороби пацієнта, що зберігається у базі даних (БД), і пропонує лікареві свій варіант діагнозу та перелік подальших дій (остаточне рішення ухвалює лікар). При цьому система ґрунтується на базі знань кваліфікованих фахівців, яка створювалася при розробці ІТ.

У даній роботі в якості «питань» використовується графічне зображення гексагональних сіток – стимулів (рис. 1) [1].

Для побудови подібних стимулів скористаємося властивостями правильного шестикутника, вписаного у коло з радіусом R, усі його сторони

дорівнюють цьому радіусу $a = R$. Кути між радіусом окружності та сторонами шестикутника дорівнюють 60 градусам.

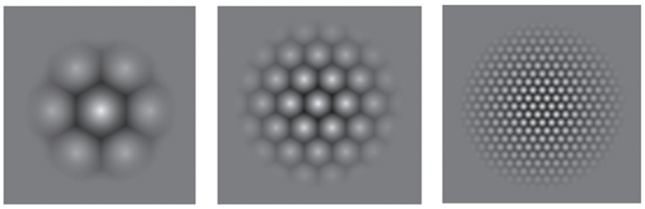

Рис. 1. Питання ЕС

Сітка відображається симетрично за висотою від центра поля стимуляції (рис. 2), тому необхідно обчислити відстань між центрами сусідніх вічок і по ширині, і по висоті. При цьому потрібно врахувати половинний зсув δ між рядками решітки.

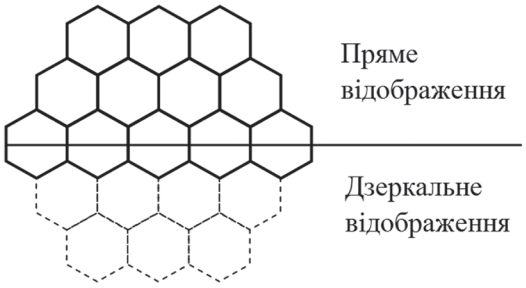

Рис. 2. Симетричне відображення стимулів

Для визначення відстані між центрами сусідніх вічок (патернів) при побудові сітки скористаємось властивостями правильного трикутника:

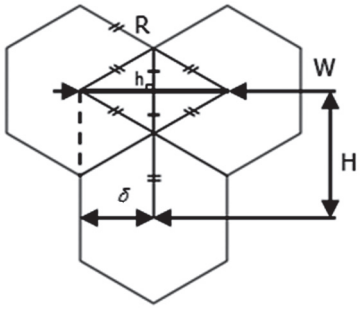

Рис. 3. Структура суміжних патернів

Величина W, що зображена рисунку 3, відповідає за відстань між центрами вічок по ширині та може бути обчислена виходячи з висоти h правильного трикутника:

$$h = \frac{a\sqrt{3}}{2}, \qquad (1)$$

де a – сторона правильного трикутника, $a = R$. Тоді W обчислимо за формулою:

$$W = 2h = 2 \cdot \left(\frac{R\sqrt{3}}{2} \right) = R\sqrt{3}\ . \qquad (2)$$

Зсув по ширині δ між рядками сітки дорівнює висоті правильного трикутника h.

Відстань між центрами патернів за вертикаллю позначимо як H. Її можна обчислити, як суму радіуса та половини радіуса:

$$H = R + \frac{R}{2} = \frac{3}{2}R = 1.5R. \qquad (3)$$

При вивченні спеціальної медичної літератури, у якій описано методики вимірювання ПКЧ, були запозичені деякі поняття, необхідні для повного опису запропонованого методу діагностування. До таких понять відносяться:

1) Поле стимуляції (S) – обмежена частина екрана в якій відображаються стимули при діагностиці.

2) Відстань до екрана (L) – відстань від очей пацієнта до поля стимуляції, виміряється в метрах.

3) Кут огляду (φ) – кількість кутових градусів, які становлять поле стимуляції S при деякому видаленні від екрана L.

4) Частота решітки (період) (d) – кількість патернів (циклів), які укладаються в одному кутовому градусі, виміряється в циклах/градус.

5) Контраст із фоном – рівень відмінності між фоном поля стимуляції.

6) Контрастність – відмінність у кольорі між сусідніми областями патерна.

Для досягнення точних результатів, вимірювання повинні проводитися з відстані до екрана $L = 2$ метрам, кут огляду φ повинен становити 6 градусів, а поле стимуляції $S = 18$ сантиметрів.

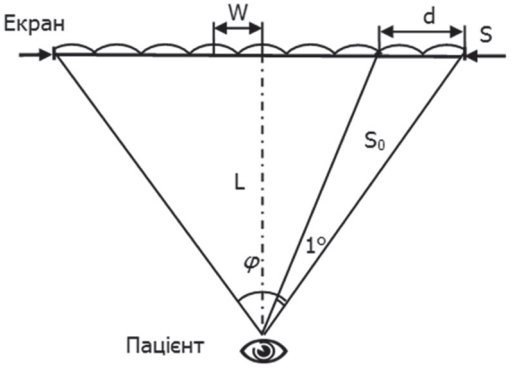

Рис. 4. Схема діагностування просторового зору

Для визначення радіуса вічок потрібно: по-перше, визначити довжину поля стимуляції, яке відсікається одним кутовим градусом:

$$S_0 = \frac{s}{\varphi}. \qquad (4)$$

По-друге – обчислити відстань між патернами W через частоту решітки:

$$W = \frac{s_0}{d}\ . \qquad (5)$$

По-третє - визначити радіус патерна, виходячи з формули (2).

$$R = \frac{W}{\sqrt{3}}. \qquad (6)$$

Запропонований метод дослідження ПКЧ передбачає плавне розчинення графічних стимулів у кольорі фона екрана, при цьому не повинно виникати жодних чітких контурів у місцях стикування

поля стимуляції та фона. Також слід відзначити, що при низькому значенні рівня контрастності (значення кольору сусідніх пікселей зображення відрізняється на декілька одиниць) або при великій різниці у контрасті між сусідніми патернами графічного стимула, з'являються різкі артефакти, які дуже помітні оком.

Для того, щоб уникнути подібних негативних перетворень зображення, а також створити плавний перехід від одного значення контрасту до іншого, при формуванні патерна з наступним значенням контрасту і/або наступним значенням просторової частоти, використаємо розмиття підсумкового зображення.

У якості методу розмиття підсумкового зображення пропонується метод розмиття зображення за Гаусом, який дуже розповсюджений при обробці графічних зображень, а саме його модифікацію у частині застосування матриці згортки на краях зображення.

Припустимо, що вихідне зображення буде задано яскравістю *x(m, n)*. Яскравість вихідного зображення, після застосування фільтру – *y(m, n)*. Тоді, розмиття за Гаусом з радіусом *r* розраховується за формулою:

$$y(m,n)=\frac{1}{2\pi r^2}\sum_{u,v}e^{\frac{-(u^2+v^2)}{2r^2}}x(m+u,n+v). \quad (7)$$

Межу суми по *u* та *v* можна вибирати як плюс мінус кілька «сигм», тобто радіусів r, що дає складність алгоритму порядку $O(r^2)$ операцій на піксель. Для великих *r* і багатопіксельних зображень це занадто велике значення для того, щоб застосовувати подібний підхід. Подібна складність алгоритму призведе до того, що розрахунки вихідного зображення будуть проводитись досить тривалий проміжок процесорного часу.

Перше прискорення при обробці зображень за допомогою цього фільтра дає властивість сепарабельності розмиття за Гаусом. Тобто, можна провести фільтрацію по осі *x* для кожного рядка, отримане зображення відфільтрувати за *y* по кожному стовпцю і отримати той же результат зі складністю *O(r)* операцій на піксель.

Друге прискорення при проведенні розмиття зображення графічного стимулу за Гаусом надає сама структура цього зображення. При побудові вихідного (кінцевого) зображення не потрібно проводити розрахунки у кутах початкового зображення (рис. 5). На наведеному малюнку області, що не потребують обчислень зазначені штриховою лінією.

Межа, поза якою не потрібно проводити розрахунки, може бути описана як окружність вписана у квадрат. А саме: окружність, це кінцева границя помітного зображення, а квадрат – границя поля стимуляції. Можна розрахувати обмеження при обчисленнях для кожного кроку розмиття для кожного пікселя $p(x, y)$ за наступною формулою:

$$\sqrt{x^2+y^2}<\frac{S}{2}, \quad (8)$$

де *S*, як було зазначено вище, це довжина поля стимуляції, вона відповідає стороні квадрата, що зображений на рисунку 5.

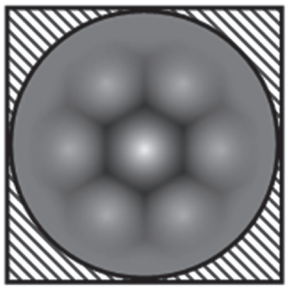

Рис. 5. Границі розрахунків кінцевого зображення стимулу

Отже, запропонований метод укладено до основ інформаційної технології, що реалізована у вигляді СППР, яка використовується для діагностування очних захворювань (рис. 6).

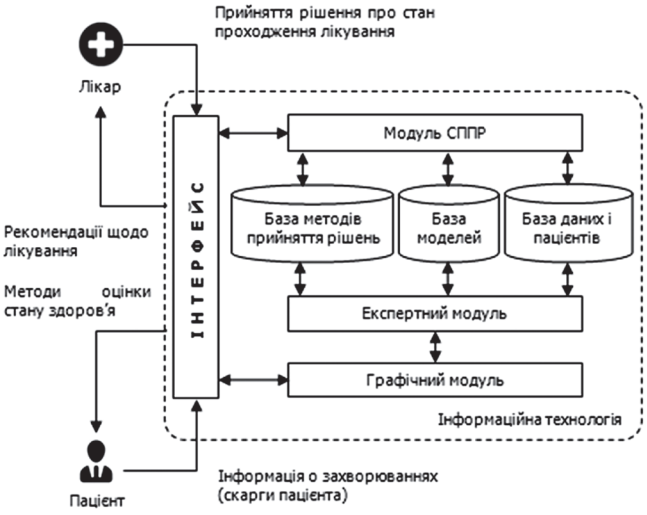

Рис. 6. Загальна функціональна схема ІТ у вигляді СППР

Стислий опис процесу діагностування з використання наведеної ІТ можна описати наступним чином: діалог з пацієнтом здійснюється за допомогою відповідей типу «Бачу - Не бачу» при пред'явленні йому сіток різної частоти й контрастності. З метою збільшення вірогідності відповідей (виключення можливості відповісти «навмання») передбачено певний механізм: стимули пред'являються по черзі ліворуч, праворуч або у центру екрана монітора, таким чином, виключена ймовірність угадування наступного положення стимулу. Даний механізм дозволяє практично повністю усунути ефект послідовних образів - коли око тривалий час зафіксовано на об'єкті (особливо на яскравому), при переведенні очей вбік ми бачимо залишкове зображення цього об'єкта. По

досягненню кінцевого стимулу за його просторовою частотою дані, що було отримано, передаються до модуля експертної системи, що і висуває припущення про наявність чи відсутність певного захворювання.

Отже, алгоритм проведення діагностування з використанням методу відтворення графічних стимулів може бути описаній наступним чином:

АЛГОРИТМ. Діагностика ПЗЛ.

ВХІД. Ініціалізація параметрів: *S, L,* φ*, d.*

ВИХІД. Вектор симптомів, тобто множина значень контрасту для певної просторової частоти – $S_d = \{s_1, s_2, ..., s_n\}$, при $S_d \in K = \{k_1, k_2, ..., k_m\}$, де n – кількість значень просторової частоти; D – множина діагнозів; m – кількість усіх можливих діагнозів.

МЕТОД.

КРОК 1. Обчислити початкові параметри діагностування для заданої просторової частоти $d = d_i, i = \overline{1,n}$: S_0, *W, R*. Перейти до кроку 2.

КРОК 2. Встановити початкове значення контрасту $k = k_j \in K$, де $j = \overline{1,m}, m \to \infty$.

КРОК 3. Побудувати вихідне зображення графічного стимулу GI_{ij}, за встановленими значеннями просторової частоти d, контрасту k та обчислених параметрів.

КРОК 4. Пред'явити пацієнту стимул GI_{ij}.

КРОК 5. Ставимо питання до пацієнта: «Ви бачите зображення на екрані чи не бачите взагалі?».

КРОК 6. Якщо пацієнт бачить стимул, перехід до кроку 9.

КРОК 7. Не бачить – крок 8.

КРОК 8. Якщо $j = m$, то перейти до кроку 15.

КРОК 9. Збільшити значення контрасту $k = k_{j+1}$ та перейти до кроку 3.

КРОК 10. Ставимо питання до пацієнта: «Де саме Ви бачите зображення: ліворуч, праворуч чи у центрі?».

КРОК 11. Пацієнт відповів вірно – крок 13.

КРОК 12. Не вірно – крок 15.

КРОК 13. Якщо $j = 0$, то перейти до кроку 15.

КРОК 14. Зменшити значення контрасту $k = k_{j-1}$ та перейти до кроку 3.

КРОК 15. Зберегти значення контрасту k для поточної частоти d.

КРОК 16. Якщо дані по усіх просторових частотах отримано, тобто $i = n$, то перейти до кроку 18. Інакше перейти до кроку 17.

КРОК 17. Перехід до наступного значення просторової частоти $d = d_{i+1}$, перейти до кроку 1.

КРОК 18. Сформуємо вектор симптомів S_d.

КРОК 19. Алгоритм закінчено.

Під час проведення діагностування за наведеним алгоритмом є вірогідність появи колізій: коли пацієнт бачить стимул з контрастом k_j, але не бачить стимул з контрастом k_{j+1}, пацієнт застрягає між двома варіантами значень контрасту та діагностика не може бути продовжена. Для вирішення цієї проблеми пропонується ввести додаткову перевірку – перевірка помилок відповіді пацієнта. У чому полягає суть: коли при діагностуванні змінюється значення частоти решітки, значення лічильника помилок відповідей пацієнта змінюється на 0; якщо для конкретної просторової частоти пацієнт вчиняє помилок більше, ніж дозволено налаштуваннями ІТ, система вважає, що він не бачить стимул, який йому пред'явлено і зберігає значення контрасту для поточної частоти.

Висновки

У ході виконання роботи було проведено аналіз сучасних моделей, методів та інформаційних технологій, що використовуються у медицині для діагностики просторового зору людини. Також розроблено метод формування графічних стимулів для СППР, які відповідають фізіологічній структурі сітківки ока, що підвищує достовірність постановки діагнозу при діагностуванні очних захворювань. В роботі удосконалено метод розмиття зображення за Гаусом завдяки використанню обмежень границі зображення при розрахунках наступного графічного стимулу, що дає прискорення часу проведення опитувань пацієнта при діагностуванні. Крім того, розроблені та вдосконалені методи застосовано при реалізації інформаційної технології у вигляді СППР.

Завдяки цьому стає можливим вирішити актуальну науково-практичну задачу – підвищення ефективності процесу діагностування очних захворювань за рахунок розробки інформаційної технології у вигляді системи підтримки прийняття рішень для оцінки стану зору людини.

Також можна навести пропозиції щодо подальшого розвитку проведених досліджень:

1) спираючись на розроблені, методи та інформаційну технологію у короткий термін можна автоматизувати процес проведення первинного огляду у лікаря офтальмолога, насамперед завдяки побудові модуля онлайн-діагностування;

2) підвищити якість та швидкість первинного огляду у містах, де є нестача спеціалізованих фахівців;

3) через використання віддаленого серверу СУБД, для збереження даних досліджень пацієнтів, та надання доступу до єдиної БД для всіх медичних установ, стає можливим отримання актуальної інформації щодо стану очних захворювань на загальнодержавному рівні – це відкриває нові можливості аналізу, розробки та своєчасного коректування програм державної підтримки заходів з профілактики захворювань зору людини.

Список літератури: 1. *Grigory Panteleev, Sultan Ramazanov, Konstantin Krivosheev*. Expert system, as component of diagnostics system of man's sight // TEKA Commission of

Motorization and Power Industry in Agriculture. – Lublin-Rzeszyw, 2013. – Vol. 13 No.3. – P. 170-176. **2.** *Рамазанов С.К., Пантелеев Г.В., Кривошеев К.В.* Інформаційна система діагностики просторової контрастної чутливості в офтальмології // Вісник Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля – Луганськ: Вид-во СНУ ім. В.Даля, 2012р. – №2(173) – С. 368-373. **3.** *Рамазанов С.К., Пантелеев Г.В., Кривошеев К.В.* Експертна система, як складова системи діагностики зору людини // Вісник Східноукраїнського національного університету ім. В.Даля. – Луганськ: Вид-во СНУ ім. В.Даля, 2012р. – №10(181) – С. 128-133.Grigory. **4.** *Panteleev, Sultan Ramazanov, Konstantin Krivosheev*. Information system of spatial contrast sensitivity diagnostics in ophthalmology // TEKA Commission of Motorization and Power Industry in Agriculture. – Lublin, 2010. – Vol. XD – Pp. 220-226. **5.** *Белозеров А.Е.* Пространственно-частотные характеристики стереопсиса при заболеваниях зрительной системы // Современные аспекты нейроофтальмологии: Мат. IV Московской научно-практич. нейроофтальмологической конф. – Москва: Изд-во НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н.Бурденко РАМН, 2000 г. – С. 8-10. **6.** *Ляшенко Т.В.* Интеллектуальная система поддержки принятия врачебных решений для больных с диагнозом тиреотоксическое сердце // Штучний інтелект – Київ, 2002 р. – №2002(4) – С. 28-36. **7.** *Шелепин Ю.Е., Волков В.В., Колесникова Л.Н., Макулов В.Б., Паук В.Н.* Измерение функциональных возможностей зрительной системы человека. – Москва, 1987г. – С. 63-72.

Надійшла до редколегії 5.06.2015

УДК 004.42:617.7

Метод построения графических стимулов для системы поддержки принятия решений при диагностике зрения / К.В. Кривошеев // Бионика интелекта: научн.-техн. журнал. – 2015. – № 2 (85). – С. 81–85.

Разработан метод отображения графических стимулов для диагностики пространственного зрения человека. На его основе создан алгоритм проведения диагностики. На базе полученных результатов, разработана информационная технология в виде СППР.

Ил. 6. Библиогр.: 7 назв.

UDK 004.42:617.7

Method of construction graphics incentives for decision support systems for the diagnosis of vision / K. Krivosheev // Bionics of Intelligense: Sci. Mag. – 2015. – № 2 (85). – P. 81–85.

A method for displaying graphical incentives for the diagnosis of human space. On the basis of established diagnosis algorithm. On the basis of the obtained results, developed information technology in the form of DSS.

Fig. 6. Ref.: 7 items.