
DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt190.04.073>

УДК 617.7-073.178:004

І.В. КАПЛІН¹, лікар-офтальмолог Київського центру терапії та мікрохірургії ока, аспірант кафедри офтальмології
e-mail: smashdown@mail.ru

М.Л. КОЧИНА², д-р. біол. наук, проф.,
Зав. кафедрою медико-біологічних основ спорту та фізичної реабілітації
e-mail: kochinaml@gmail.com

А.Г. ФІРСОВ³, канд. техн. наук, головний конструктор
e-mail: shagrath.hire@gmail.com

¹ Харківська медична академія післядипломної освіти,
вул. Амосова, 58, 61000, м. Харків, Україна

² Чорноморський національний університет ім. Петра Могили,
вул. 68 Десантників, 10, 54000, м. Миколаїв, Україна

³ ТОВ «АСТЕР-АЙТИ», вул. Авіаційна 1, кв.7, 61166, м. Харків, Україна

КОНЦЕПЦІЯ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ЕКСПРЕС-ОЦІНЮВАННЯ РІВНЯ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

Запропоновано концепцію телемедичної системи експрес-оцінювання рівня внутрішньоочного тиску, заснованої на аналізі параметрів інтерференційних картин, які спостерігаються на рогівці живого ока в поляризованому світлі. Надано результати розроблення методу визначення параметрів інтерференційних картин в автоматизованому режимі з використанням розробленого програмного забезпечення, двохранового (лінійного та кільцевого) показчика точок ізохром. Периметр ізохроми автоматично визначається шляхом підрахунку кількості пікселів на її замкненому контурі, площа — шляхом підрахунку кількості пікселів, що заповнюють її внутрішню область.

Ключові слова: телемедична система, поляризоване світло, інтерференційні картини, ізохроми, параметризація.

ВСТУП

На сьогодні в світі налічується понад 60-ят мільйонів хворих на глаукому, десята частина яких повністю втратила зір. Проблема глаукоми займає одне з ключових місць у сучасній офтальмології. В Україні за період з 1996 по 2007 рр. захворюваність на глаукому перемістилась з четвертого на друге місце (15–20% від усіх захворювань) серед причин інвалідності дорослого населення внаслідок захворювань ока та його додаткового апарату [1].

КАПЛІН І.В., КОЧИНА М.Л., ФІРСОВ А.Г., 2018

ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2018. № 1 (191)

76

Високий відсоток несприятливих результатів захворювання зумовлено низкою причин, серед яких найбільш значущими є пізня діагностика і некоректна оцінка даних гідродинаміки ока, отриманих шляхом вимірювання внутрішньоочного тиску (ВОТ).

Розроблення нових неінвазивних методів дослідження і діагностики патології ока, а також удосконалення наявних є актуальним завданням. Тому великий теоретичний і практичний інтерес мають методи, засновані на дослідженні тканин ока в поляризованому світлі [1, 5–9, 10]. У разі освітлення рогівки живого ока поляризованим білим світлом на ній спостерігається специфічна інтерференційна картина (ІК). ІК є набором забарвлених смуг (ізохром), розташованих у периферії рогівки.

Смуги утворюють фігуру, схожу з ромбом, кути якого спираються на горизонтальний і вертикальний меридіани ока. Картину перетинають темні смуги, що утворюють фігуру рогівкового хреста (ізокліни) [10, 14, 17, 19].

Живе око постійно знаходиться в напружено-деформованому стані (НДС), оскільки на його оболонку зсередини діє внутрішньоочний тиск (ВОТ), а зовні — екстраокулярні м'язи (ЕОМ). Дія прямих ЕОМ розтягує рогівку і стискає склеру, а косих — тільки стискає склеру, оскільки вони прикріплені за екватором і спрямування їх зусиль таке, що вони не змінюють внутрішніх напружень в рогівці ока [1, 7, 9, 15].

Використання поляризованого світла дозволяє візуалізувати розподіл внутрішніх напружень в рогівці живого ока і досліджувати вплив різних чинників на форму ІК, яка спостерігається. Появу ІК на рогівці зумовлено ефектом фотопружності, який виникає за умови механічного напруження в ній [10, 12, 14, 17, 18, 20]. Крім того, сама речовина рогівки також має властивість оптичної анізотропії, що зумовлено анізотропією рогівкового колагену, а також взаємним розташуванням його волокон в рогівці [14, 13, 16, 18]. Рогівка має різну товщину в різних точках (найбільш тонка в центрі і потовщена на периферії), що також впливає на розподіл напруження в ній.

Таким чином, оптична анізотропія рогівки ока має складну природу, оскільки пов'язана зі структурою рогівкового колагену і взаємним розташуванням його волокон в тканині рогівки, формою самої рогівки, механічними зусиллями з боку ВОТ і ЕОМ. Було запропоновано умовно розділити оптичну анізотропію рогівки на статичну і динамічну [3–5].

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Детальне вивчення поляризаційно-оптичних властивостей рогівки було проведено багатьма авторами, однак до теперішнього часу результати цих досліджень не набули широкого поширення в клінічній практиці [2, 7–10, 12, 16, 18]. Дослідження впливу різних рівнів ВОТ на форму і геометричні параметри інтерференційних картин очей [3, 15] дозволили встановити, що у разі підвищення ВОТ відбувається перерозподіл внутрішніх напружень в рогівці, що призводить до зміни форми ІК. Цю властивість ІК може бути використано для оцінювання рівня ВОТ без контакту з оком пацієнта.

Для практичного застосування ІК під час дослідження рівня ВОТ у хворих на глаукому необхідно було розробити метод параметризації зображень цих картин, оскільки було встановлено, що параметри ізохром корелюють зі значеннями ВОТ [3]. Параметризація зображень ІК особливо

актуальна у зв'язку з розробленням телемедичної системи оцінювання рівня ВОТ у хворих на глаукому, в якій передбачено самостійне (хворим або його близькими) отримання зображення ІК рогівки ока за допомоги смартфона, оснащеного поляроїдною приставкою, і передача цього зображення з використанням мобільних мереж в центр оброблення і діагностики. Розроблення такої системи дозволить пацієнтам самостійно контролювати рівень ВОТ, що особливо актуально для осіб, які проживають далеко від профільних лікувальних закладів.

Мета роботи — розроблення концепції телемедичної системи експрес-оцінювання рівня внутрішньоочного тиску з використанням параметрів інтерференційних картин, які спостерігаються на рогівці ока хворих на глаукому в поляризованому світлі.

ОБ'ЄКТ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для розроблення та апробації методу параметризації використано 50-ят ІК очей хворих на глаукому з різними рівнями ВОТ і 20-ять ІК здорових людей.

При розробленні методу параметризації ІК проведено аналіз сучасних систем керування базами даних (СКБД) з метою вибору її оптимальної конфігурації.

Наявні в даний час СКБД розрізняються за способом:

— організації зберігання інформації (реляційні, об'єктно-орієнтовані, ієрархічні, документ-орієнтовані, сховища типу «Ключ-Значення»);

— доступу до даних (клієнт-серверні, файл-серверні і вбудовані тощо).

Стандартом, де-факто, в сучасних інформаційних системах є реляційні СКБД, в яких дані зберігаються в табличному вигляді. У нашому випадку, оскільки обсяг даних не великий і реалізація методу параметризації передбачається в середовищі операційної системи Microsoft Windows, використання файл-серверної СКБД Microsoft Access є найкращим. Різномірне програмне забезпечення (ПЗ) має однорідний загальний доступ до бази даних (що зберігається у вигляді файлу на фізичному носії) і обробляє дані.

Для розроблення ПЗ вибрано програмну платформу Microsoft .NETFramework і прикладний програмний інтерфейс Windows Forms для реалізації доступу до стандартних елементів графічного інтерфейсу Microsoft Windows (вікна, кнопки, меню тощо) в керованому коді середовища виконання .NET. Використання Windows Forms значно спростило розроблення ПЗ функціонального користувачького інтерфейсу в стилі Microsoft Windows.

РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН

Для параметризації ІК (рис 1, а) необхідно на площині знімка рогівки ока визначити координати точок, які досить точно описують ізохроми і ізокліни (рис 1, б). Попередні дослідження показали, що для параметризації ізоклін досить двох точок, а для ізохром — трьох. Оскільки розмір рогівки може відрізнятися у різних людей, а також для виключення впливу масштабу зображення, тобто для приведення результатів до єдиного масштабу, додатково необхідно визначати горизонтальний і вертикальний діаметри рогівки (D_x , D_y), обчислювати їх середні значення і нормувати всі визначені параметри за середнім діаметром.

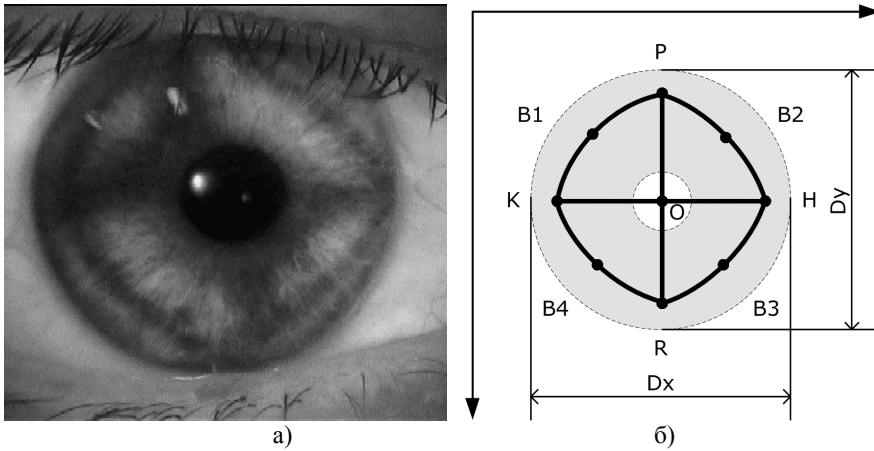


Рис. 1. Знімок рогівки живого ока в поляризованому світлі (а) і схема інтерференційної картини (б).

Зображення ІК для розпізнавання досить складне, оскільки містить багато елементів, які не мають чітких контурів, а також елементів, які не несуть діагностичної інформації, а тільки «зашумовують» зображення. Навіть в разі повної автоматизації процесу параметризації зображень ІК виключати візуальну перевірку її якості експертом-людиною не можна. У розробленому нами способі оброблення ІК проводиться автоматизовано в інтерактивному режимі з використанням розробленого спеціалізованого програмного забезпечення (ПЗ).

Попередні дослідження показали, що потік надходження знімків ІК пацієнтів наразі невеликий і нерівномірний у часі, тому запропонований підхід буде мати достатню швидкість параметризації. Також, підвищення ВОТ у пацієнта не вимагає надання екстреної допомоги, крім випадків гострого нападу глаукоми, який неможливо не помітити і без вимірювань. Отримання відповіді експерта протягом 20–30 хвилин після відправлення знімка дозволяє вжити необхідних заходів у разі виявлення підвищеного рівня ВОТ.

Як показала практика, час, витрачений на контроль якості, і обсяг візуального навантаження на експерта збігаються з часом і навантаженням у разі автоматизованої параметризації ІК з використанням ПЗ.

Алгоритм параметризації ІК надано на рис. 2. Оскільки очі обстежуваних пацієнтів іноді істотно відрізняються, то вбудований в камеру приладу процесор не досить якісно встановлює значення експозиції. Це призводило до того, що на деяких знімках лінії ізохром були тьмяними, а ізокліни слабо помітні через надлишкову загальну яскравість зображень. Знімки в базі даних (БД) зберігаються в стислому вигляді, що забезпечує максимальний динамічний діапазон рівнів яскравості, тому з метою поліпшення якості знімків в алгоритм було введено блок нормалізації яскравості.

Оскільки в [6–10, 12] показано, що інформативність знімків ІК підвищується за умови монохромної зйомки, то далі зображення перетворюються з повнокольорового RGB оригіналу в копію, подану у відтінках сірого кольору. Для цього застосовано формулу, яку використовують для подання яскравості компоненти (Y') в колірному просторі YUV в системі PAL аналогового кольорового телебачення:

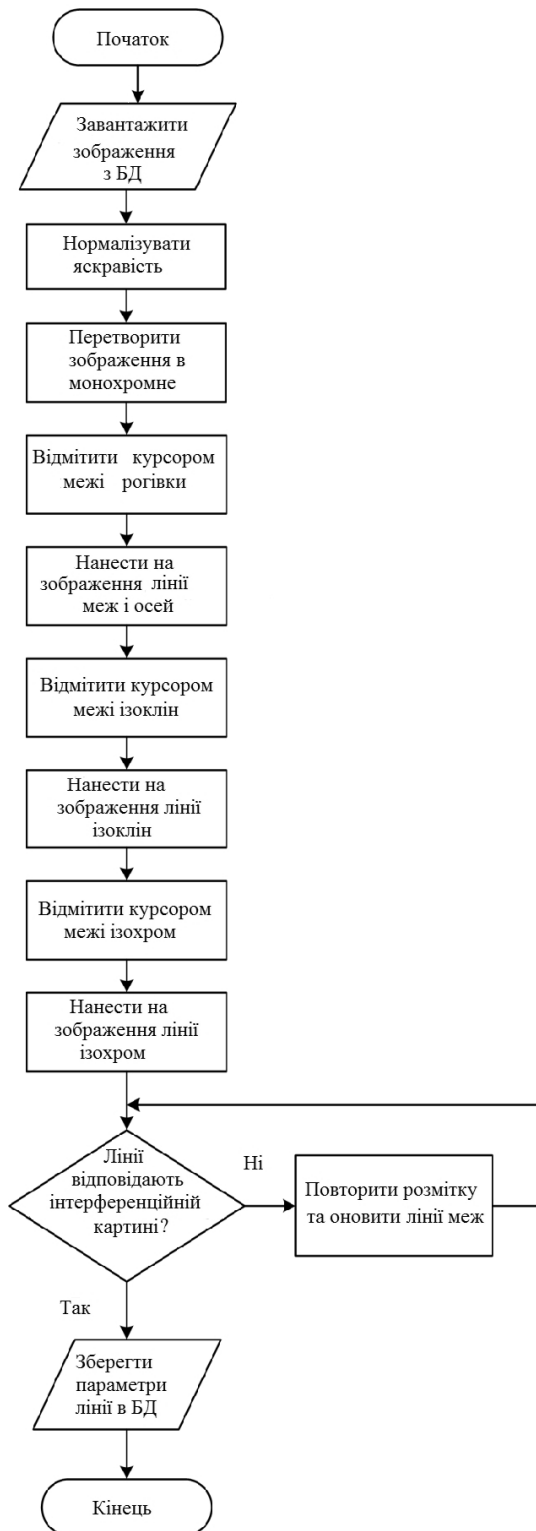


Рис. 2. Алгоритм параметризації інтерференційних картин

$$Y' = 0,299R + 0,587G + 0,114B,$$

де Y' — значення яскравості компоненти зображення; R, G, B — значення червоного, зеленого і синього компонент відповідно.

Після фіксації всіх меж рогівки на зображення автоматично наноситься контур цих меж і додаткова розмітка у вигляді вертикальної і горизонтальної осей (що перетинаються в центрі рогівки), а так само діагональних осей під кутом 45-ть градусів. Аналогічно здійснюється розмітка контурів ІК. Якщо в процесі параметризації стало помітно розбіжність розміченого контуру і реальної картини, експерт вибирає точку невідповідності і повторно її відзначає.

Метод визначення параметрів ІК виконують в кілька етапів відповідно до розробленого алгоритму (рис. 2). На першому етапі, після отримання кольорового зображення ІК, проводять нормалізацію його яскравості і перетворення в монохромне зображення.

На другому етапі проводять фіксацію меж рогівки за допомоги дворежимного покажчика, після чого на зображення автоматично наносять контур рогівки, а також додаткову розмітку у вигляді вертикальної і горизонтальної осей. Точний розмір рогівки є необхідним для визначення довжини її вертикального і горизонтального діаметрів, а також для обчислення середнього діаметра, за яким в подальшому нормують параметри інтерференційної картини.

На третьому етапі виконують розмітку контуру ізохром першого порядку на ІК з використанням регульованого кільцевого покажчика, який дозволяє в кожному конкретному випадку визначити середину ширини ізохром і стандартизувати дослідження. Після розмітки контуру ізохром за допомоги сплайнів моделюють саму ізохрому. Якщо під час проведення візуального контролю виявлено розбіжність розміченого контуру і реальної картини, то коригують точки невідповідності і автоматично налаштовують контур ізохром.

На четвертому етапі здійснюють автоматизований підрахунок пікселів, що утворюють ізохрому і заповнюють її внутрішню частину, отримані значення нормують за середнім діаметром рогівки, що дозволяє виключити вплив масштабу зображення ІК і варіабельність розміру рогівки у різних пацієнтів.

КОНЦЕПЦІЯ ІНТЕРФЕЙСУ КОРИСТУВАЧА ПРОГРАМИ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ПАРАМЕТРИЗАЦІЇ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН

Графічний інтерфейс користувача став стандартом для взаємодії між людиною і комп'ютерними системами. Введення текстових даних і команд поступилося місцем безпосередньому маніпулюванню візуалізованими даними і елементами інтерфейсу із застосуванням спеціалізованих об'єktiv-покажчиків (курсорів). Для цього використовують різні координатні пристрої — комп'ютерні миші, тачпади, сенсорні екрани. Спираючись на схему ІК (рис 1, б), етапи оброблення зображень можуть бути описані за такою послідовністю дій (рис. 3).

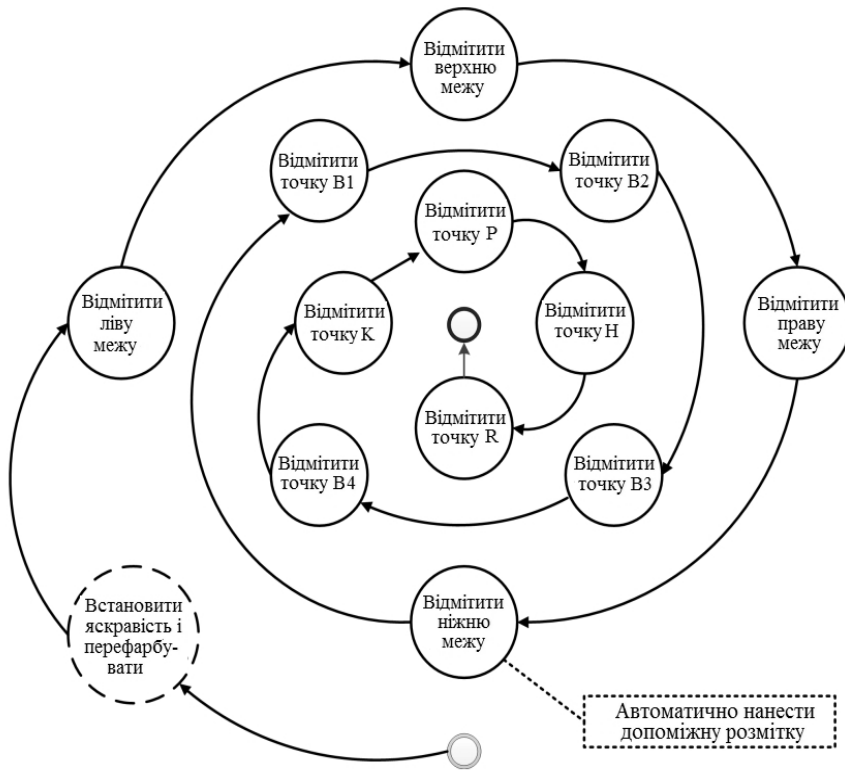


Рис. 3. Послідовність дій під час оброблення зображень ІК вручну

Для оброблення зображень ІК експерту-людині необхідно знайти і відмітити точки, що описують елементи ізоклін і ізохром. Якщо дотримуватися запропонованої послідовності дій, можна мінімізувати кількість переміщень покажчика (курсора) для переходу від однієї точки до іншої. Для досягнення максимальної швидкості автоматизованого оброблення зображень до алгоритму слід додати елементи інтерактивності, наприклад, автоматичні змінення поточної точки після натискання кнопки миші і нанесення допоміжної розмітки на зображення.

Як показали попередні дослідження, інформативними параметрами ІК є показники довжини відрізків діагоналей інтерференційного ромба, кути між ними, площа під ізохромою першого порядку і її довжина.

СТРУКТУРА БАЗИ ДАНИХ

База даних (БД) ІК пацієнтів і результатів їх обстежень складається з трьох пов'язаних таблиць: `tbl_folders`, `tbl_patients`, `tbl_records`. Структуру зв'язків між таблицями в базі даних надано на рис. 4.

Таблиця `tbl_patients` містить базову інформацію про обстежуваних пацієнтів, розташовану в таких стовпцях:

`patient_id` — зберігає унікальний ідентифікатор обстежуваного, тип поля Лічильник, є первинним ключем;

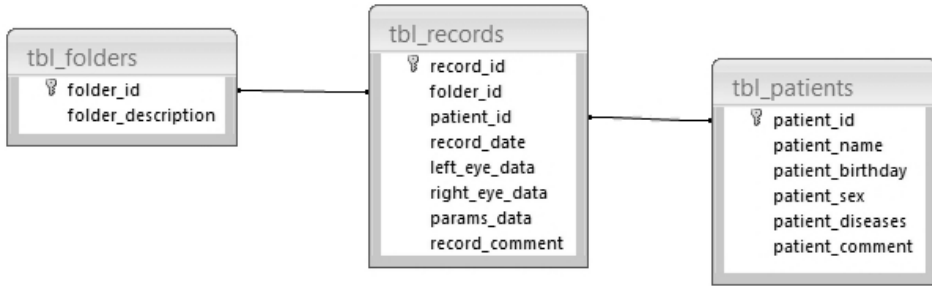


Рис. 4. Структура бази даних ІК і результатів обстежень пацієнтів

patient_name — зберігає ПІБ обстежуваного, тип Текстовий;
 patient_birthday — зберігає дату народження обстежуваного, тип Дата / Час;
 patient_sex — зберігає найменування статі обстежуваного, тип Текстовий;
 patient_diseases — зберігає перелік основних захворювань обстежуваного, тип Текстовий;
 patient_comments — зберігає додаткову інформацію про обстежуваного, тип Текстовий.

Таблиця tbl_folders — містить інформацію про умовні групи обстежень. Ця таблиця містить такі стовпці:

folder_id — зберігає унікальний ідентифікатор умовної групи обстеження, тип поля Лічильник, є первинним ключем;
 folder_description — зберігає найменування умовної групи обстеження, тип Текстовий.

Таблиця tbl_records містить дані, отримані під час обстеження пацієнтів. Ця таблиця містить такі стовпці:

record_id — зберігає унікальний ідентифікатор обстеження, тип поля Лічильник, є первинним ключем;
 folder_id — зберігає ідентифікатор умовної групової приналежності з таблиці tbl_folders, тип поля Числовий, є зовнішнім ключем;
 patient_id — зберігає унікальний ідентифікатор обстежуваного з таблиці tbl_patients, тип поля Числовий, є зовнішнім ключем;
 record_date — зберігає дату обстеження, тип Дата / Час;
 left_eye_data — зберігає зображення інтерференційної картини лівого ока в форматі bmp (Bitmap Picture), тип поля «Поле об'єкта OLE»;
 right_eye_data — зберігає зображення інтерференційної картини правого ока у форматі bmp (Bitmap Picture), тип поля «Поле об'єкта OLE»;
 params_data — зберігає результати параметризації інтерференційної картини для лівого і правого очей в форматі Xml, тип поля Текстовий;
 record_comments — зберігає додаткову інформацію про обстеження, тип Текстовий.

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ПАРАМЕТРИЗАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН В АВТОМАТИЗОВАНОМУ ІНТЕРАКТИВНОМУ РЕЖИМІ

Програмне забезпечення параметризації ІК є класичним віконним застосунком операційної системи Microsoft Windows. Після запуску програми на екрані монітора буде відображено головне вікно програми (рис.5).

У верхній частині вікна програми знаходиться головне меню, а нижче розташовано область перегляду знімків і таблицю зі списком збережених в БД результатів обстежень.

Для вибору результатів обстеження конкретного пацієнта користувач повинен вибрати рядок з шуканим прізвищем, після чого з БД автоматично витягуються зображення лівого і правого очей і відображаються в області перегляду. Якщо знімки інтерференційних картин вже було параметризовано, то на них буде нанесено червоні маркери у відповідних точках.

Для доступу в БД використано технологію Microsoft ADO.NET, яка організовує роботу з табличними даними у застосунках, основаних на Microsoft .NET Framework. Ця технологія підтримує автономну роботу за допомогою спеціальних об'єктів DataSet, що є локальними копіями будь-якої кількості взаємопов'язаних таблиць даних, кожна з яких містить набір рядків і стовпців.

Об'єкти DataSet підтримують роботу зі своїм наповненням за допомоги відповідного адаптера даних, не вимагаючи підключення до джерела даних. Технологія ADO.NET подано у вигляді керованої кодової бібліотеки, що дозволяє мати доступ до даних за допомоги будь-якої мови .NET. Від інших API, ADO.NET відрізняє те, що вона не взаємодіє з системами керування базами даних безпосередньо. Замість цього використовують постачальники даних (data provider), які інкапсулюють механізм роботи з конкретною СКБД. Такий підхід є дуже гнучким, дозволяє створювати адаптери для будь-якої СКБД і повністю використовувати її особливості. Для роботи з БД Microsoft Access використовують вбудований провайдер .NET Framework Data Provider for OLEDB.



Рис. 5. Головне вікно ПЗ для параметризації інтерференційних картин

Для зберігання в БД знімків ІК, отриманих за допомоги камери і поляризаційної приставки, використано формат растрових зображень BMP. Такий формат використовують в операційних системах Microsoft Windows і його підтримує велика кількість програм. Він дає змогу зберігати одношарові растри, де кожен піксель зберігається у вигляді двовимірного масиву, відповідного безпосередньо значенням глибини кольору моделі RGB з підтримкою різної кількості біт (1–64 біт), таблиць кольорів (палітри). У бібліотеках класів .NET Framework для зберігання растрових зображень призначено клас `Bitmap`. Він реалізує методи читання даних від будь-якого джерела, який підтримує інтерфейс `IStream` (бази даних, структуровані сховища, блоки пам'яті тощо). У цьому разі аналізується формат даних і для розпакування використовують потрібний кодек. Пряму роботу з растровими даними здійснюють за допомоги додаткових класів:

- структура `Color` (для маніпулювання кольором окремих пікселів);
- `BitmapData` (для швидкого доступу до виділеної прямокутної області растра);
- клас `ImageAttributes` (для перетворення колірних просторів з використанням матричної алгебри).

Робота зі знімками ІК ведеться за допомоги контекстного меню (рис. 6), що відкривається після натискання правої кнопки миші на зображення в зоні перегляду.

Вибір відповідних пунктів контекстного меню «Розмаїття» дозволяє відкрити вікно розмітки знімка (рис. 7), повернути зображення на 180° за годинниковою стрілкою (якщо неправильно налаштували камеру поляризаційного приладу) і зберегти координати маркерів в БД.

Оскільки лінії інтерференційних картин на знімках мають різну товщину і розмиту межу, для підвищення точності і зручності їх параметризації використовують двоережимний покажчик. Вертикальна і горизонтальна лінія курсору дозволяє точно відзначити межу роگیвки, а кільцевий покажчик зі змінним діаметром — точно вказувати на середину ізохроми та ізокліни.

Для роботи з зображеннями використовують бібліотеку класів `GDI+`, доступну в середовищі розроблення і виконання .NET Framework. Підсистема `GDI+` реалізує можливості роботи з векторними, растровими зображеннями і шрифтами в операційних системах Windows і, починаючи з версії Windows XP, є їхніми складниками. Інтерфейс бібліотеки підтримує роботу з більшістю популярних форматів графічних файлів (`bmp`, `gif`, `jpeg`, `png` тощо). Контури допоміжної розмітки показано на рис. 8.



Рис. 6. Контекстне меню параметризації знімків ІК

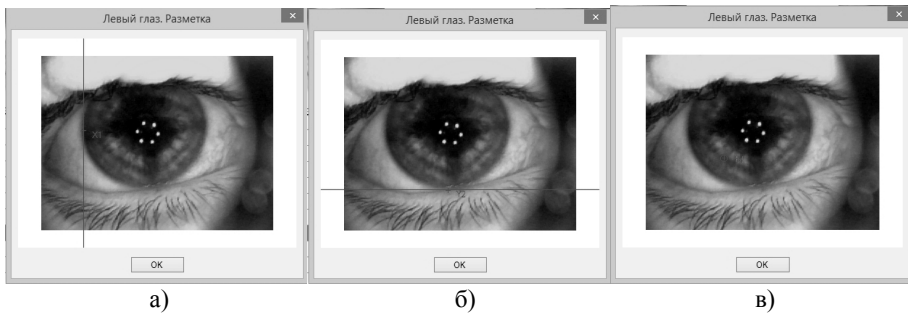


Рис. 7. Режими покажчика (курсора) для оцінювання лівої та правої (а), нижньої та верхньої (б) меж рогівки і точок ізохром та ізоклін (в).

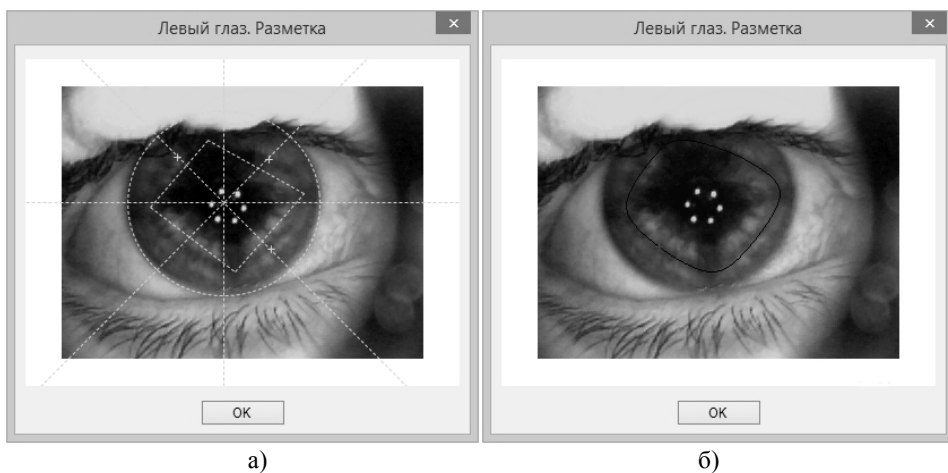


Рис. 8. Допоміжна розмітка інтерференційної картини по точкам ізоклін (а) і по контуру ізохром (б).

Для подання гладких контурів інтерференційних картин використовують сплайни (англ. Spline — лекало, дерев'яне або металеве пристосування для креслення кривих ліній), які широко застосовують в інженерних розрахунках для апроксимації результатів експериментів. Крива сплайна гладко (не утворюючи зламів і розривів) проходить через кожну точку з набору і може бути отримана за допомоги складних формул, заснованих на математичному описі поведінки гнучких стрижнів. У бібліотеці класів GDI+ є методи для побудови окремих сплайнів і згладжених замкнутих контурів (з можливістю заливки внутрішніх зон). Контури утворюються фундаментальним сплайном (англ. Cardinalspline) — послідовністю окремих кривих, об'єднаних в одну велику криву.

Для обчислення параметрів ІК (периметра і площі) використовують метод аналізу їх контурів. Підрахунок кількості пікселів, які становлять замкнутий контур обвідної ізохроми, дозволяє визначити її периметр (довжину), а кількість пікселів, які заповнюють внутрішню зону, — площу. Оскільки кількість пікселів зображення не є системною величиною, то для подальшого оброблення результатів отримані величини нормують за середнім діаметром рогівки. Для експортування отриманих даних в зовнішні програми використовують експорт в універсальний файл формату csv. Для цього в головному меню «Файл» вибирають пункт «Експортувати».

ОЦІНЮВАННЯ ТОЧНОСТІ І ЧАСУ ПАРАМЕТРИЗАЦІЇ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН В АВТОМАТИЗОВАНОМУ РЕЖИМІ

За використання розробленого ПО роздільна здатність візуальної розмітки становить 1 піксель, середній діаметр виміряних рогівок — 182 пікселя, а діаметр кільцевого покажчика знаходиться у діапазоні від 7 до 11 пікселів. Якщо для переведення цих величин в системні одиниці прийняти за діаметр рогівки дорослої людини величину ($10 \pm 0,56$) мм, то роздільна здатність становить 0,055 мм/піксель (10 мм / 182 пікселів).

Альтернативним способом параметризації ІК є ручний вимір параметрів за роздрукованими на папері фотографіями з використанням різних механічних лічильників довжини звивистих ліній, наприклад курвіметр. Цей пристрій використовують для визначення відстаней на топографічних картах, планах і кресленнях. Принцип його дії засновано на використанні спеціального тарованого (зубчастого) колеса, який прокочується по вимірюваній поверхні і є сполученим з лічильником оборотів. За відомого діаметру колеса прилад відображає на циферблаті (або електронному табло) пройдену відстань. Такий прилад, наприклад, курвіметр КУ-А, має межу вимірювання 100 см з роздільною здатністю 1 см і похибкою 0,25 см на 50 см шляху. Складністю використання курвіметра є ще й те, що ізохрома має товщину, тому необхідно дуже точно виміряти її внутрішній периметр, потім зовнішній і порахувати середній, а потім розрахувати площу під кривою з використанням різних математичних прийомів. Таке оброблення ІК є трудомістким, займає багато часу, має досить велику похибку.

Найдавніший спосіб параметризації інтерференційних картин засновано на проекції за допомоги фотозбільшувача зображення рогівки, отриманого в ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2018. № 1 (191)

результаті фотозйомки, на поверхню масштабно-координатного паперу, розміченого на клітини (міліметрівка, розмір клітини 1x1 мм) [7, 8, 10, 11]. На спроектованому зображенні вручну відзначають опорні точки або олівцем повністю обводять ізохрому, а потім по клітках підраховують її площу і периметр. Під час проведення параметризації діаметр зображення рогівки був постійним і дорівнював 55 мм. Це забезпечувало граничну роздільну здатність 0,18 мм/клітина (10 мм/клітин, так як 1 клітина відповідає 1 мм) на зображенні діаметром 240 мм. Середній час оброблення одного зображення з визначенням площі і периметра ізохроми за описаним способом становив 15–20 хвилин. Такий підхід до параметризації ІК є недоцільним з практичної точки зору через свою крайню трудомісткість і тривалість.

В процесі оброблення знімків інтерференційних картин, збережених в БД, було проведено оцінювання часу, який витрачає експерт на автоматизовану параметризацію в інтерактивному режимі з використанням розробленого програмного забезпечення. Для цього один з експертів проводив параметризацію ІК, а його асистент з використанням секундоміра визначав час з моменту вибору одного запису (натискання лівої кнопки миші на рядок списку) до переходу до нового запису. Для вибірки з десяти записів середній час параметризації однієї ІК склав ($77,3 \pm 25,5$) с. Після ознайомлення з принципом розмітки і установкою яскравості, а також отримання певних навичок, проведення параметризації двох знімків одного пацієнта за часом не перевищало 80 с.

СТРУКТУРА ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ СИСТЕМИ ЕКСПРЕС-ОЦІНЮВАННЯ РІВНЯ ВНУТРІШНЬООЧНОГО ТИСКУ

Основним чинником, який стримує широке впровадження методів дослідження напружено-деформованого стану очей в поляризованому світлі, є складність отримання якісних зображень ІК, оскільки для цього необхідні спеціальні оптичні пристрої і особлива система освітлення.

Для отримання знімків ІК в побутових умовах може бути використано спеціальний поляризаційний освітлювач (рис. 9), що поєднує необхідне джерело світла (1) і комплект поляризаційних фільтрів плівкового типу (2). Як джерело світла пропонується використовувати сучасні освітлювальні світлодіоди.

Для реєстрації знімків ІК рогівки ока пропонується використовувати тилову камеру смартфонів, або, за необхідності, камери класичних телефонів, фото і веб камери. Конструкція освітлювача не вимагає складної оптичної системи, оскільки використовувані камери короткофокусні, а вбудоване джерело живлення (5) робить освітлювальний пристрій автономним.

Запропонований освітлювач спільно зі смартфоном і спеціальним мобільним застосунком за допомоги голосових інструкцій і підказок дозволить пацієнту самостійно отримати якісний знімок.

Оброблення отриманих знімків доцільно винести в хмарний центр оброблення даних (ЦОД), так як завдання повністю автоматизованого розпізнавання і параметризації ІК зображень досить ресурсомісткі, до того ж виникає необхідність надійного зберігання результатів, статистичного оброблення та адміністрування.

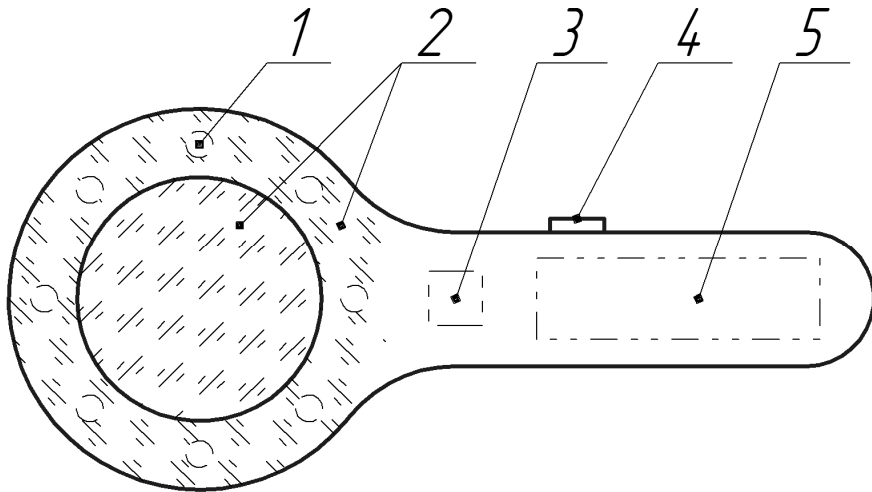


Рис. 9. Конструкція поляризаційного освітлювача (1 — світлодіоди, 2 — поляризаційні фільтри, 3 — плата керування, 4 — кнопки керування, 5 — акумуляторна батарея)



Рис. 10. Структура телемедичної системи моніторингу рівня ВОР з використанням технології аналізу ІК

На рис. 10 зображено структуру телемедичної системи оцінювання та моніторингу рівня ВОР з використанням технології аналізу ІК, які спостерігаються на рогівці ока в поляризованому світлі. Технічна реалізація системи передбачає два режими роботи — автоматизований і з залученням оператора для визначення параметрів ІК.

При роботі в автоматизованому режимі пацієнт отримує зображення ІК за допомогою смартфона, оснащеного поляризаційно-освітлювальним блоком, і з каналів мобільного зв'язку направляє це зображення в ЦОД. У ЦОД відбувається параметризація зображення і визначення рівня ВОР, або

оцінювання попадання ВОТ в один з двох можливих інтервалів значень — норма (10–20 мм.рт. ст), вище норми (понад 20 мм.рт.ст) [18]. Якщо отримані внаслідок оброблення ІК значення ВОТ не потрапляють в інтервал норми, пацієнт повинен звернутися до лікаря для отримання консультації та відповідного лікування.

Інформація про рівень ВОТ у такому режимі роботи системи буде надходити до лікаря і реєструватися у відповідній БД.

За другим режимом визначати параметри ІК і рівень ВОТ буде оператор, він передає інформацію лікарю, який на основі отриманої інформації формує відповідні рекомендації пацієнтові. Таким чином, в цьому режимі передбачається особиста участь фахівців в параметризації ІК, оцінювання рівня ВОТ і виробленні відповідних рекомендацій.

Слід зауважити, що подібні телемедичні системи, спрямовані на доклінічне тестування певних функцій організму, не можуть і не повинні замінювати візит до лікарів, тому галузь їх застосування повинна бути обмежена виробленням рекомендацій пацієнтові з приводу строків звернення до лікаря.

ВИСНОВКИ

Дослідження роگیвки ока в поляризованому світлі дозволяє візуалізувати внутрішні напруження в ній, що виникають через механічні впливи з боку екстраокулярних м'язів і внутрішньоочного тиску. Форма інтерференційної картини, яка спостерігається на роگیвці ока, залежить від стану екстраокулярних м'язів і рівня внутрішньоочного тиску, що може бути використано для діагностики їх патології.

Для оцінювання рівня внутрішньоочного тиску хворих глаукомою з використанням інтерференційних картин необхідно визначати їх параметри, що може бути виконано в автоматизованому режимі з використанням розробленого методу та програмного забезпечення.

Для реалізації методу параметризації зображення інтерференційних картин знімок перетворюють з повнокольорового RGB оригіналу в копію, подану у відтінках сірого кольору. На зображення наносяться контрольні точки, які відмічають контури роگیвки і ізохром, з використанням дворіжнимого (лінійного і кільцевого) покажчика, ізохрома моделюється за точками контуру відповідними сплайнами, проводять візуальний контроль отриманого зображення і, за необхідністю, його корекцію, після чого автоматично підраховується кількість пікселів, що утворюють ізодрому (периметр), а також заповнюють її внутрішню площу.

Показано, що запропонований метод забезпечує роздільну здатність не гірше 0,55 мм/піксель (в три рази краще за відомі) і в 11–15 разів скорочує час параметризації інтерференційних картин, не є трудомістким і може бути реалізовано в умовах центральної районної лікарні.

Телемедичну систему експрес-оцінювання рівня внутрішньоочного тиску може бути реалізовано на базі смартфона, оснащеного поляризаційно-освітлювальним блоком і спеціальним мобільним застосунком, з використанням мобільних мереж або Інтернет. Передбачається два режими роботи системи — автоматизований, на базі хмарних обчислень, і за участю медичних працівників.

ЛІТЕРАТУРА

1. Рыков С.А., Витовская О.П., Степанюк Г.И. Заболеваемость, распространенность офтальмопатологии и инвалидность вследствие нее в Украине. *Новости глаукомы*. 2009. № 1. 34–35.
2. Водовозов А.М., Ковылин В.В. Использование поляризационно-оптического метода для диагностики состояния глазодвигательных мышц при вертикальной девиации. *Офтальмологический журнал*. 1990. № 4. С. 201–204.
3. Спосіб виміру внутрішньоочного тиску: пат. 33640 Україна: МПК А 61 В 3/16, А 61 В 8/10. №и 2007 11716; заявл. 23.10.2008; опубл. 10.07.2008, Бюл. № 13. 4 с.
4. Кочина М.Л., Калиманов В.Г. Методы обработки изображений для автоматизации диагностики патологии экстраокулярных мышц. *Прикладная радиоэлектроника*. 2008. Т. 7, № 1. С. 93–96.
5. Кочина М.Л., Каплин И.В., Ковтун Н.М. Результаты использования поляризованого света для исследования глаза. *Вест. проблем биологии и медицины*. 2014. Вып. 4, Т. 1 (113). С. 139–145.
6. Пеньков М.А., Кочина М.Л. Интерференционный метод в диагностике косоглазия. *Офтальмологический журнал*. 1979. № 8. С. 497–498.
7. Пеньков М.А., Кочина М.Л. Интерференционный метод в диагностике косоглазия. *Вест. офтальмологии*. 1981. № 1. С. 39–41.
8. Пеньков М. А., Кочина М.Л. Применение поляризованого света в офтальмологии (обзор). *Офтальмологический журнал*. 1981. № 6. С. 368–372.
9. Пеньков М.А., Тамарова Р.М., Кочина М.Л. Поляризационный метод исследования роговицы глаза. *Новости мед.техн.: сборник статей*. Москва, 1982. Вып. 1. С. 27–30.
10. Zandman F. The photoelastic effect of the living eye. *Experim. Mechanics*. 1966. Vol. 6, № 5. P. 19–25.
11. Bour L.J., Lopez Cardozo N.J. On the birefringence of the living human eye. *Vision Res*. 1981. Vol. 21, № 9. P. 1413–1421.
12. Komai Y., Ushiki T. The three dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci*. 1991. Vol. 32, № 8, P. 2244–2257.
13. Stanworth A., Naylor E.J. Polarized light studies of the cornea I. The isolated cornea. *J. Exp. Biol*. 1953. Vol. 30. P. 160–163.
14. Пеньков М.А., Кочина М.Л. Способ диагностики патологии внутриглазного давления. *Офтальмологический журнал*. 1981. №8. С. 476–479.
15. Cogan D. C. Some ocular phenomena produced with polarized light. *Arch. Ophthalmol*. 1941. Vol. 25, № 3. P. 391–400.
16. Cope W.T., Wolbarsht M.L., Yamanashi B.S. The corneal polarization cross. *J. Opt. Soc. Am*. 1978. Vol. 68, № 8. P. 1139–1141.
17. Anderson K., El-Sheikh A., Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. *J. R. Soc. Interface*. 2004. Vol. 1. P. 1–15.
18. Кочина М.Л., Калиманов В.Г. Исследование и моделирование поляризационно-оптических свойств роговицы глаза при различных состояниях экстраокулярных мышц. *Бионика интеллекта*. 2008. № 2 (69). С. 132–137.
19. Shaffer R.N., Lieberman M.F., Drake M.V. *Becker-Shaffer's Diagnosis and Therapy of the Glaucomas*. Mosby, 1999. 716 p.
20. Rao H.L., Senthil S., Garudadri C.S. Contralateral intraocular pressure lowering effect of prostaglandin analogues. *Indian J Ophthalmol*, 2014. Vol. 62. P. 575–579.

Отримано 30.11.2017

REFERENCES

1. Rykov S.A., Vitovskaya O.P., Stepaniuk G.I. Morbidity, prevalence of ophthalmopathy and disability due to it in Ukraine. *News of Glaucoma*. 2009. № 1. P.34–35 (in Russian).
2. Vodovozov A.M., Kovylin V.V. Use of the polarization-optical method for diagnosing the state of oculomotor muscles with vertical deviation. *Ophthalmological Journal*. 1990. № 4. P. 201–204 (in Russian).

3. Method of intraocular pressure measurement: pat. 33640, Ukraine: IPC A 61 V 3/16, A 61 V 8/10. №u 2007 11716; claimed 23.10.2008; published 10.07.2008 Bull. № 13. 4 p.
4. Kochina M.L., Kalimanov V.G. Methods of image processing for automation of pathology diagnosis of extraocular muscles. *Applied Radioelectronics*. 2008. Vol. 7, № 1. P. 93–96 (in Russian).
5. Kochina M.L., Kaplin I.V., Kovtun N.M. Results of polarized light using in the eye studying. *Bulletin on the Problems of Biology and Medicine-2014*. Iss. 4, vol. 1 (113). P. 139–145 (in Russian).
6. Penkov M.A., Kochina M.L. Interference method in the diagnosis of strabismus. *Ophthalmological Journal*. 1979. № 8. P. 497–498 (in Russian).
7. Penkov M.A., Kochina M.L. Interference method in the diagnosis of strabismus. *Bulletin of Ophthalmology*. 1981. № 1. P. 39–41 (in Russian).
8. Penkov M.A., Kochina M.L. Application of polarized light in ophthalmology (review). *Ophthalmological Journal*. 1981. № 6. P. 368–372 (in Russian).
9. Penkov M.A., Tamarova R.M., Kochina M.L. Polarization method of studying the eye cornea. *News of Medical Technology: a collection of articles*. Moscow, 1982. Iss. 1. P. 27–30 (in Russian).
10. Zandman F. The photoelastic effect of the living eye. *Experim. Mechanics*. 1966. Vol. 6, № 5. P. 19–25.
11. Bour L.J. Lopez Cardozo N.J. On the birefringence of the living human eye. *Vision Res*. 1981. Vol. 21, № 9. P. 1413–1421.
12. Komai Y., Ushiki T. The three dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci*. 1991. Vol. 32, № 8. P. 2244–2257.
13. Stanworth A., Naylor E.J. Polarized light studies of the cornea. The isolated cornea. *J. Exp. Biol*. 1953. Vol. 30. P. 160–163.
14. Penkov M.A., Kochina M.L. Method of diagnosing the pathology of intraocular pressure. *Ophthalmological Journal*. 1981. № 8. P. 476–479 (in Russian).
15. Cogan D.C. Some ocular phenomena produced with polarized light. *Arch. Ophthalmol*. 1941. Vol. 25, № 3. P. 391–400.
16. Cope W.T., Wolbarsht M.L., Yamanashi B.S. The corneal polarization cross. *J. Opt. Soc. Am*. 1978. Vol. 68, № 8. P. 1139–1141.
17. Anderson K., El-Sheikh A., Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. *J.R. Soc. Interface*. 2004. Vol. 1. P. 1–15.
18. Kochina M.L., Kalimanov V.G. Investigation and modeling of the polarization-optical properties of the eye cornea in various states of extraocular muscles. *Bionics of the intelligence*. 2008. № 2 (69). P. 132–137 (in Russian).
19. Shaffer R.N., Lieberman M. F., Drake M.V. *Becker-Shaffer's Diagnosis and Therapy of the Glaucomas*. Mosby, 1999. 716 p. № 1. P. 34–35.
20. Rao H.L., Senthil S., Garudadri C.S. Contralateral intraocular pressure lowering effect of prostaglandin analogues. *Indian J Ophthalmol*, 2014. Vol. 62. P. 575–579.

Received 30.11.2017

*И.В. Каплин*¹, врач-офтальмолог Киевского центра терапии и микрохирургии глаза, аспирант кафедры офтальмологии
e-mail: smashdown@mail.ru

*М.Л. Кочина*², д-р. биол. наук, проф., зав. кафедрой медико-биологических основ спорта и физической реабилитации
e-mail: kochinaml@gmail.com

*А.Г. Фирсов*³, канд. техн. наук, главный конструктор
e-mail: shagrath.hire@gmail.com

¹ Харьковская медицинская академия последипломного образования,
ул. Амосова, 58, 61000, г. Харьков, Украина

² Черноморский национальный университет им. Петра Могилы,
ул. 68 Десантников, 10, 54000, г. Николаев, Украина

³ ООО «АСТЕР-АЙТИ»,
ул. Авиационная, 1, к.7, 61166, г. Харьков, Украина

КОНЦЕПЦИЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ УРОВНЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

Предложена концепция телемедицинской системы экспресс-оценки уровня внутриглазного давления, основанной на анализе параметров интерференционных картин, наблюдаемых на роговице живого глаза в поляризованном свете. Представлены результаты разработки метода определения параметров интерференционных картин в автоматизированном режиме с использованием разработанного программного обеспечения, двухрежимного (линейного и кольцевого) указателей точек изохром. Периметр изохромы автоматически определяется путем подсчета количества пикселей на ее замкнутом контуре, площадь — путем подсчета количества пикселей, заполняющих ее внутреннюю область.

Ключевые слова: телемедицинская система, поляризованный свет, интерференционные картины, изохромы, параметризация.

*I.V. Kaplin*¹, Ophthalmologist of the Kyiv Center of Therapy and Microsurgery of Eye,
Postgraduate student of department of ophthalmology
e-mail: smashdown@mail.ru

*M.L.Kochina*², Dr (Biology), Professor,
Head of Department of Medical and Biological Bases of Sport and Physical Rehabilitation
e-mail: kochinaml@gmail.com

*A.G. Firsov*³, PhD (Engineering),
Main Designer of LLC "ASTER-IT"
e-mail: shagrath.hire@gmail.com

¹ Kharkov Medical Academy of Postgraduate Education,
Amosov st, 58, Kharkiv, 61000, Ukraine

² Petro Mohyla Black Sea National University,
68 Marines st., 10, Mykolay, 54003, Ukraine

³ Limit Liability Company "ASTER-IT",
Aviation st., 1, ap. 7, Kharkov, 61166, Ukraine

THE CONCEPTION OF TELEMEDICINE SYSTEM FOR EXPRESS ESTIMATION OF INTRAOCULAR PRESSURE'S LEVEL

Introduction. One of the reasons for the unfavorable outcome of glaucoma is an incorrect evaluation of the eye hydrodynamics data obtained by measuring intraocular pressure. That is why the development of new non-invasive methods of intraocular pressure studying is an urgent task.

The cornea is optically anisotropic due to the effects of direct extraocular muscles and intraocular pressure on it, as well as the structure and properties of corneal collagen. When an eye cornea is illuminated by polarized light, we can observe an interference pattern which reflects the distribution of internal stresses in it. The parameters of interference patterns depend on the level of intraocular pressure.

The purpose of the article is to develop the telemedicine system's conception for express estimation of intraocular pressure level with the use of interference pictures that are observed on glaucoma patients' cornea in polarized light.

Results. The method for determining the interference parameters is performed in several stages in accordance with the developed algorithm. First, after receiving a color picture of interference pattern, its brightness is normalized and converted to monochrome.

At the second stage, the cornea borders are fixed by means of two mode indicators, after which the contour is automatically applied to the image.

At the third stage, the isochromatic contour is labeled using an adjustable ring pointer, which allows defining the isochrome width middle and standardizing the studies. After marking out the contour of the isochrome using splines, the isochrome itself is modeled.

At the fourth stage, there is an automated calculation of the pixels forming the isochrome and filling the inner part.

Conclusions. To assess the level of intraocular pressure using interference patterns, it is necessary to determine their parameters, which can be performed in a semi-automated mode.

The developed method provides a resolving power of at least 0.55 mm/pixel (3 times better than the known one) and reduces the research time by 11–15 times. It is not labor-intensive and can be implemented in the central regional hospital.

Keywords: *telemedical system, polarized light, interference patterns, isochromes, parametrization.*