

УДК 617.761:614.253.83

## Система підтримки прийняття рішень лікарем щодо визначення патології екстраокулярних м'язів

М. Л. Кочина, д-р біол. наук, професор; Ю. А. Дьомін<sup>1</sup>, д-р мед. наук, професор;  
О. В. Яворський<sup>2</sup>, д-р мед. наук, професор; Н. М. Ковтун<sup>3</sup>, лікар-офтальмолог;  
О. Г. Фірсов<sup>4</sup>, канд. тех. наук

Чорноморський національний  
університет ім. Петра Могили  
Миколаїв (Україна)

<sup>1</sup> Харківська медична академія  
післядипломної освіти;  
Харків (Україна)

<sup>2</sup> Харківський національний  
медичний університет;  
Харків (Україна)

<sup>3</sup> Міжнародний медичний центр  
«Офтальміка»;  
Харків (Україна)

<sup>4</sup> ТОВ «АСТЕР-АЙТІ»;  
Харків (Україна)

E-mail: kochinaml@gmail.com

### Ключові слова:

косоокість, поляризаційно-оптичний  
метод, інтерференційні картини, система  
підтримки прийняття рішень лікарем

**Вступ.** Впровадження у клінічну практику систем підтримки прийняття рішень лікарем дозволяє у багатьох випадках підвищити ефективність діагностики, лікування та диспансерного нагляду за офтальмологічними хворими.

**Метою** роботи було обґрунтування та розроблення автоматизованої системи підтримки рішення лікарем щодо патології екстраокулярних м'язів за косоокості.

**Матеріал та методи.** З використанням поляризованого світла проведено дослідження параметрів інтерференційних картин 147 хворих на косоокість, викликану різним структурно-функціональним станом екстраокулярних м'язів.

**Результати.** За результатами дослідження та моделювання інтерференційних картин визначено їх інформативні параметри, до яких відносяться відрізки діагоналей інтерференційного ромбу, кути між ними, кути між відрізками діагоналей та відповідними меридіанами. Визначено основні особливості форми інтерференційних картин за різних видів косоокості. Запропоновано автоматизовану систему підтримки прийняття рішень лікарем щодо патології прямих екстраокулярних м'язів, в якій використано визначені інформативні параметри інтерференційних картин. **Заключення.** Використання запропонованої системи дозволить у короткий проміжок часу (2-3 хвилини) отримати об'єктивну інформацію про структурно-функціональний стан прямих м'язів, а також побічно судити про стан косих м'язів.

**Вступ.** Впровадження нових інформаційних технологій в охорону здоров'я є сучасною світовою тенденцією [1]. В багатьох напрямках медицини впроваджуються інформаційні системи, за допомогою яких вирішуються завдання оброблення значних обсягів інформації, її систематизації, створення аналітичних оглядів, прогнозування перебігу та результату захворювань, підтримки прийняття рішень лікарем у складних клінічних ситуаціях, тощо [2]. Прийняття рішень в медицині безпосередньо пов'язане зі здоров'ям і життям людини, тому отримані за допомогою інформаційних систем підтримки прийняття рішень (СППР) результати повинні бути максимально достовірними [3-5]. СППР – це комп'ютерні системи, які можуть ефективно впливати на процеси прийняття рішень фахівцями у різних напрямках медицини. [3, 6] Зазвичай СППР складається з комп'ютеризованих процедур, до

яких належать збір, оброблення та аналіз медичної інформації, вироблення альтернатив та обґрунтування вибору найбільш оптимального методу діагностики або лікування [3,7].

Останнім часом СППР лікаря набули значного поширення в офтальмології [8], що пов'язане зі стрімким впровадженням у практику сучасних діагностичних та лікувальних технологій [9]. Експоненціальне зростання кількості даних про особливості та перебіг таких соціально важливих захворювань, як катаракта, глаукома, діабетична ретинопатія (ДР), увеїт, міопія, косоокість тощо, утруднює засвоєння фахівцями усього обсягу нової інформації у реальному часі. Потреба у висо-

коякісних та ефективних офтальмологічних послугах постійно зростає, а висока вартість лікарської помилки потребує створення інтелектуальних СППР лікаря щодо надання офтальмологічної допомоги [10-14].

Поява нових методів візуалізації структур ока значно збільшила кількість цифрових офтальмологічних даних, проведення аналізу яких у ручному режимі стало складним завданням, що потребує впровадження комп'ютерних систем оброблення інформації та СППР лікаря, які дозволяють отримати більш точний клінічний діагноз та покращити результати лікування.

У теперішній час найбільш розвиненим напрямом використання СППР лікаря є прогнозування ризику ДР, а також оцінювання стану хворих на неї. [15-17].

Первинна діагностика ДР потребує участі офтальмолога та використання спеціалізованого обладнання. Запропонована Piri S. із співавторами (2017) СППР базується на аналізі демографічних і лабораторних даних та дозволяє сформулювати групу ризику на появу ДР з високою точністю [18].

Для підтримки прийняття рішення щодо необхідності хворому спеціалізованої офтальмологічної допомоги за даними досліджень оптометристів запропоновано використання хмарного офтальмологічного сервісу (Hospital Eye Services), який дозволив визначити, що консультації офтальмолога потребували лише 48% від усіх обстежених, завдяки чому вдалося оптимізувати витрати на офтальмологічну допомогу [19].

Значно зменшило навантаження на спеціалістів використання мобільної СППР (OphthalDSS), яка дозволяє дистанційно діагностувати захворювання переднього відрізка ока, зокрема встановити причини виникнення червоних очей [20].

В теперішній час проблема діагностики та лікування косоокості залишається актуальною, оскільки кількість осіб з даною патологією не зменшується [21]. З метою підвищення точності діагностики косоокості запропоновано автоматизовану телемедичну систему, принцип дії якої заснований на аналізі зображень ока з використанням процедур його сегментації та класифікації за допомогою спеціально навченої нейронної мережі. Телемедична СППР дозволяє прийняти рішення щодо наявності або відсутності косоокості та спрямувати хворого до відповідного фахівця [22].

Визначення наявності косоокості на основі тесту з прикриванням ока запропоновано проводити з використанням автоматизованої системи, що виконує інфрачервону цифрову відеоз'ємку очей [23].

В іншій СППР лікаря визначення наявності косоокості також відбувається за тестом з прикриттям, а вимірювання кутів відхилення очей за допомогою призм, розташованих у спеціальних світлозахисних окулярах [24].

СППР лікаря щодо лікування косоокості «STRABO» використовує математичну модель для розроблення програми індивідуалізованого хірургічного лікування збіжної неакомодаційної косоокості

[25]. У СППР з метою визначення кількості необхідних етапів хірургічного втручання та його обсягу використовуються такі показники хворого на косоокість: довжина передньо-задньої осі ока, відстань між зіницями, кут косоокості та величина далекозорості. Система розраховує оптимальний поворот очного яблука для досягнення симетрії очей та кількість необхідних етапів хірургічного втручання. У даній СППР не використовується інформація про стан екстраокулярних м'язів (ЕОМ), лише визначається величина загального кута відхилення ока, який може бути отриманий за різних комбінацій структурно-функціональної патології ЕОМ. Автори вказують на можливість використання технології лише при горизонтальній (збіжній) косоокості та виконанні операції рецесії-резекції (складки), оскільки інтерфейс СППР, який наведено у публікаціях, не дозволяє ввести додаткові дані про хворого [26]. Більш складні відхилення очей за косоокості, наприклад вертикального, або горизонтального з вертикальним компонентом, пов'язаних з патологією косих м'язів або дислокацією місця прикріплення прямих м'язів, потребують визначення значно більшої кількості показників та врахування їх під час розрахунків обсягу хірургічного втручання.

З метою оцінювання ефективності використання біомеханічної моделі руху очних яблук SEE- KID для визначення необхідного об'єму хірургічного втручання при косоокості [27] було проведено порівняльне клінічне дослідження. Встановлено, що у результаті хірургічного втручання за рекомендаціями моделі лише у 50,9% випадків було отримано позитивний результат. На думку авторів, використання лише одного показника, а саме кута відхилення ока, недостатньо для ефективного визначення обсягу хірургічного втручання. Дана модель може бути використана як СППР лікаря, але лише разом з традиційними методами передопераційної діагностики патології ЕОМ.

Метою авторів системи автоматизованого аналізу двовимірного зображення очних яблук в діагностичних положеннях погляду була оцінка рухливості окорухових м'язів у хворих на співдружну та неспівдружну косоокість з вертикальним компонентом [28]. Особливістю розробленої авторами методики є можливість об'єктивного оцінювання стану косих м'язів за косоокості з вертикальним компонентом, а також використання інтелектуальних методів оброблення даних. Фактично авторами запропоновано автоматизовану СППР щодо визначення патології косих м'язів, яка дозволяє визначити причини косоокості та особливостей її лікування у конкретного хворого.

Підсумовуючі вищевикладене можна зробити висновки, що впровадження у клінічну практику СППР лікарем дозволяє у багатьох випадках підвищити ефективність діагностики, лікування та диспансерного нагляду за хворими, зокрема з офтальмологічними захворюваннями.

Нами для розроблення СППР лікаря щодо визначення структурно-функціональної патології ЕОМ використано результати дослідження та моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока. Дослідження рогівки ока з використанням поляризованого світла проводилися протягом більш ніж 200 років. Вперше інтерференційну картину (ІК), що спостерігається на рогівці живого ока, описав у 1815 році Brewster D. [29]. В подальшому поляризаційно-оптичні властивості рогівки ока вивчали Cogan D.C.[30], Stanworth A.&Naylor E. J. [31-33]. Робота Zandman F. «Фотоеластичні ефекти живого ока» [34] заклала основи сучасного погляду на природу та особливості оптичної анізотропії рогівки ока. Автор визначив фізичну природу ІК, що спостерігається на рогівці ока, та вказав, що основний вклад в її формування вносять дія ЕОМ та внутрішньочного тиску (ВОТ). Механічний вплив зазначених факторів змінює власну оптичну анізотропію рогівки, зумовлену оптичними властивостями рогівкового колагену, а також її геометричними параметрами.

Перші дослідження поляризаційних властивостей рогівки ока за косоокості було виконано М.О. Пеньковим та М.Л. Кочиною [35], пізніше О.М. Водовозовим та В.В. Ковилінін [36], Т.О. Босенко [37].

Моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за різних станів ЕОМ з використанням теорії тонких оболонок [38,39] та системи кінцево-елементного аналізу ANSYS [40], а також класифікація ІК з використанням нечіткої логіки [41] дозволили визначити основні особливості та кількісні значення параметрів інтерференційних картин, спостережуваних на рогівці ока у поляризованому світлі в нормі та за патології ЕОМ. Отримані дані підтверджені результатами дослідження параметрів ІК хворих з різними видами косоокості [42,43]. Все це дозволило розробити класифікацію уражень ЕОМ за ІК рогівки ока, що стало основою для розроблення СППР лікаря щодо визначення структурно-функціональної патології ЕОМ.

**Метою** роботи було обґрунтування та розроблення автоматизованої системи підтримки рішення лікаря щодо патології екстраокулярних м'язів за косоокості.

#### Матеріал та методи

Реєстрація ІК, що спостерігаються на рогівці ока у поляризованому світлі у хворих на косоокість та здорових осіб, виконувалася з використанням установки, схема якої наведена на рис.1.



Рис. 1. Схема установки для дослідження інтерференційних картин.

Поліризаційно-оптичний блок (ПОБ), розташований на об'єктиві веб-камери, складається з двох частин: освітлювальної та поляризаційної. Освітлювальну частину виконано у вигляді кільця зі світлодіодами, поляризаційну – у вигляді набору з двох поляроїдних фільтрів, які знаходяться у схрещеному положенні. Світло від світлодіодів під час проходження через перший поляроїдний фільтр поляризується та попадає на рогівку. Рогівка, яка має анізотропні властивості, змінює поляризацію світла, що падає, яке далі проходить до передньої камери ока та відбивається від райдужки. Після відбиття світло знову проходить через рогівку та другий поляроїд, який знаходиться безпосередньо на об'єктиві веб-камери та формує зображення ІК рогівки на її матриці. Це зображення ІК у подальшому обробляється за допомогою програмного забезпечення на персональному комп'ютері (ПК).

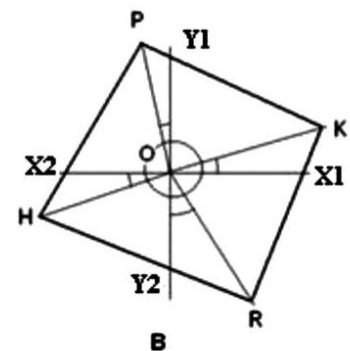
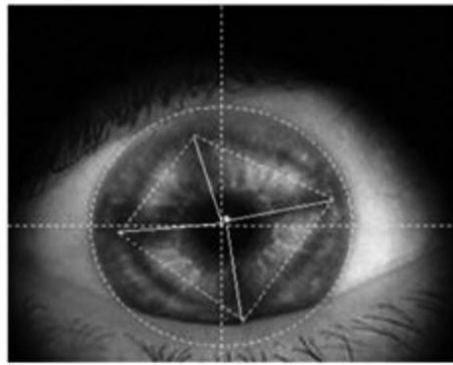
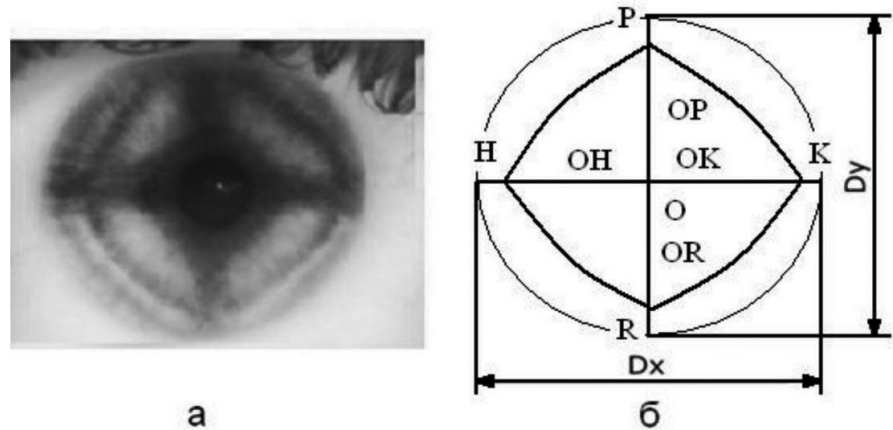
Під час реєстрації ІК голова досліджуваного повинна бути зафіксована, а око знаходитися у ортофоричному положенні. Усі виміри параметрів ІК виконуються на ізохромі першого порядку, яка на зображенні найбільш яскрава.

На рис. 2 наведено зображення ІК (рис. 2,а) та схема ізохроми першого порядку (рис. 2,б) нормального ока. На схемі наведено інформативні показники для оцінювання стану ЕОМ. До них віднесено відрізки діагоналей інтерференційного ромбу (ОК,ОН,ОР,ОР) та кути між ними ( $\angle KOP$ ,  $\angle PON$ ,  $\angle HOR$ ,  $\angle ROK$ ) [41]. На всіх зображеннях та схемах відрізок ОК відповідає внутрішньому прямому м'язу, відповідно ОН – зовнішньому, ОР – верхньому, ОР – нижньому. Виключення впливу на результати досліджень масштабу зображень ІК відбувається шляхом нормування всіх їх лінійних параметрів на середній діаметр рогівки досліджуваного ока, який розраховується як  $(D_x + D_y)/2$ .

Для розроблення класифікації варіантів патології ЕОМ за ІК було використано параметри інтерференційних картин 147 хворих на косоокість, у яких було підтверджено наявність патології конкретних м'язів та параметри розрахункових ізохром, отримані шляхом моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за різних структурно-функціональних станів ЕОМ [38-40].

Під час визначення геометричних параметрів ІК було виділено випадки, коли мали місце зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів (рис. 3,а). У подібних випадках нами запропоновано визначення додаткових кутів ( $\angle KOX_1$ ,  $\angle POY_1$ ,

**Рис. 2.** Фотографія (а) і схема (б) інтерференційної картини нормального ока ( $Dx$  – горизонтальний діаметр рогівки,  $Dy$  – вертикальний).



**Рис. 3.** Інтерференційна картина ока за горизонтальної косоокості з вертикальним компонентом (а), розмітка ІК для визначення її геометричних параметрів (б), схема ІК (в).

$\angle HOX_2$ ,  $\angle ROY_2$ ), які створюють відрізки діагоналей інтерференційного ромбу з відповідними меридіанами (рис.3 б). На рис.3в наведено схему ІК у випадку зміщення кутів інтерференційного ромбу з позначенням відрізків та кутів.

Як показали наші попередні дослідження, зміщення кутів ромбу від меридіанів свідчить про дислокацію місця прикріплення відповідного м'яза. З іншого боку, моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока при різній локалізації місць прикріплення ЕОМ та побудова розрахункових ізохром [38-40] дозволили встановити, що незначні зміщення кутів ромбу (на 2-40) від меридіанів можуть бути наслідком суперпозиції напружень від усіх прямих ЕОМ. Зазвичай найбільші кути між меридіаном та відрізком діагоналі інтерференційного ромбу спостерігаються саме біля м'язів, місце прикріплення яких до склери зміщено у той самий бік, куди зміщено кут інтерференційного ромбу.

#### Результати та їх обговорення

На основі проведених досліджень ІК хворих на косоокість та моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока з різними варіантами патології ЕОМ було встановлено основні геометричні особливості ІК

(рис. 4) та визначено їх параметри. Схеми на рис. 4 (а-е) відповідають збіжній косоокості; (ж, з) – розбіжній; (і-л) – вертикальній, з відхиленням ока догори; м-о – вертикальній, з відхиленням ока донизу.

Симетрична ІК (рис. 4 а) при наявності відхилення ока свідчить про суто функціональні порушення ЕОМ, що не потребує хірургічного втручання на прямих ЕОМ. Збільшення довжини відрізка діагоналі інтерференційного ромбу спостерігається на боці дії більш сильного м'яза (рис. 4 б). Якщо м'яз-антагоніст функціонує нормально, то спостерігається асиметричний інтерференційний ромб. Якщо має місце послаблення дії м'яза-антагоніста, то спостерігається округлення відповідного кута ромба (рис. 4 в). Як показали наші дослідження, достатньо частою причиною виникнення горизонтальної косоокості є зміщення місця прикріплення м'язів вертикальної дії (рис. 4 г, д, е). ІК на рис. 4г відповідає варіанту сполучення зміщення верхнього прямого м'яза у бік внутрішнього з ослабленням сили дії зовнішнього прямого м'яза, ІК на рис. 4д – зміщення верхнього прямого м'яза на тлі балансу дії горизонтальних м'язів. ІК на рис. 4е відповідає випадку зміщення нижнього прямого м'яза у бік внутрішнього. Схеми на рис. 4 ж, з відповідають випадкам розбіжної



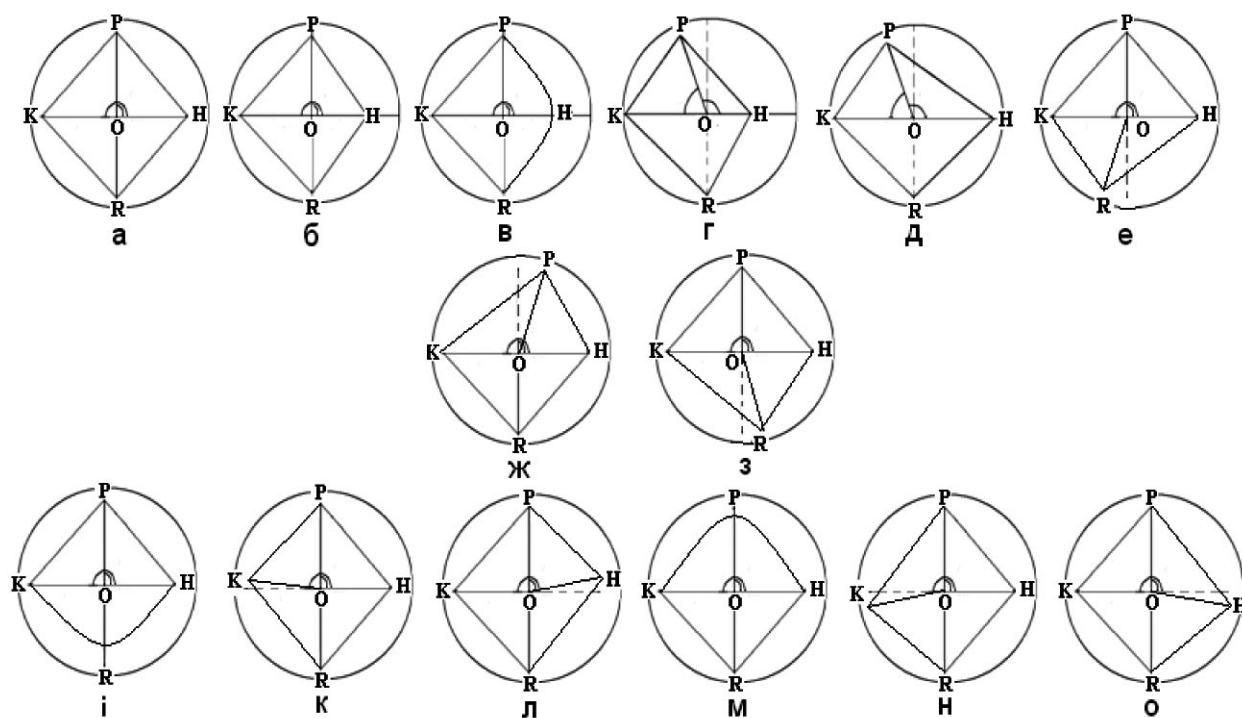


Рис. 4. Схеми інтерференційних картин за різної патології ЕОМ правого ока.

косоокості, яка, за даними Т.О. Босенко [37], виникає за дислокації місця прикріплення м'язів вертикальної дії від відповідного меридіану або при їх прикріпленні паралельно до лімба.

Вертикальні відхилення ока можуть виникати внаслідок порушення балансу дії вертикальних прямих м'язів (посилення, ослаблення, зміщення місця прикріплення м'язу вздовж лінії дії до лімба або від нього), що відповідає рис. 4і та 4м. Окрім того, причинами вертикальних відхилень можуть бути дислокації місця прикріплення м'язів горизонтальної дії від горизонтального меридіану (рис. 4к, л та 4н, о).

У випадках наявності вертикальних відхилень ока без порушення форми ІК можна припускати наявність патології косих м'язів. Їх дія, з біомеханічних міркувань, не оказує впливу на розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока, що було підтверджено клінічними спостереженнями.

Для усіх наведених на рис. 4 випадків було визначено середні значення параметрів ІК (відрізків діагоналей та кутів між ними) та можливий діапазон їх змін. У разі зміщення кутів інтерференційного ромбу від меридіанів було визначено ще додаткові кути та діапазон їх змін.

Проведені дослідження показали, що параметри ІК, яка спостерігається на рогівці ока у поляризованому світлі, можуть бути використані в якості критеріїв для оцінювання структурно-функціонального стану ЕОМ.

За даними хворих з патологією ЕОМ було розроблено нечіткі моделі, які дозволяють класифікувати ІК за значеннями їх параметрів та визначити можливу

причину відхилення ока у кожному конкретному випадку [41].

Для практичного застосування отриманих результатів досліджень розроблено ССПР лікаря, в якій використовується програмне забезпечення (ПЗ) для визначення структурно-функціонального стану прямих ЕОМ. Структурна схема ССПР лікаря наведена на рис. 5.

У ССПР передбачено два шляхи отримання зображення ІК. Картина може бути зареєстрована безпосередньо спеціалізованим приладом на основі web-камери («Модуль керування web-камерою»), або зображення ІК може бути завантажено у систему у вигляді файлу, якщо було одержано раніше. Для цих випадків передбачено «Модуль декодування зображення». Після відповідної корекції зображення ІК, яка підвищує її якість, зображення зберігається у базі даних (БД), обробляється з метою визначення інформативних параметрів ІК («Модуль параметризації ІК») [44], після чого класифікується з використанням нечітких моделей, що дозволяє визначити наявну патологію ЕОМ. Лікар, який працює з ССПР, може у ручному режимі отримати результати параметризації ІК та зробити висновок щодо їх патології, або аналізувати вже результати класифікації.

БД обстежених хворих та зображень ІК та їх параметрів складається з трьох зв'язаних таблиць: Persons, Records, Eyes. Структура зв'язків між таблицями в БД наведена на рис. 6.

Таблиця «Persons» зберігає базову інформацію про обстежуваних осіб, таблиця «Records» – про результа-

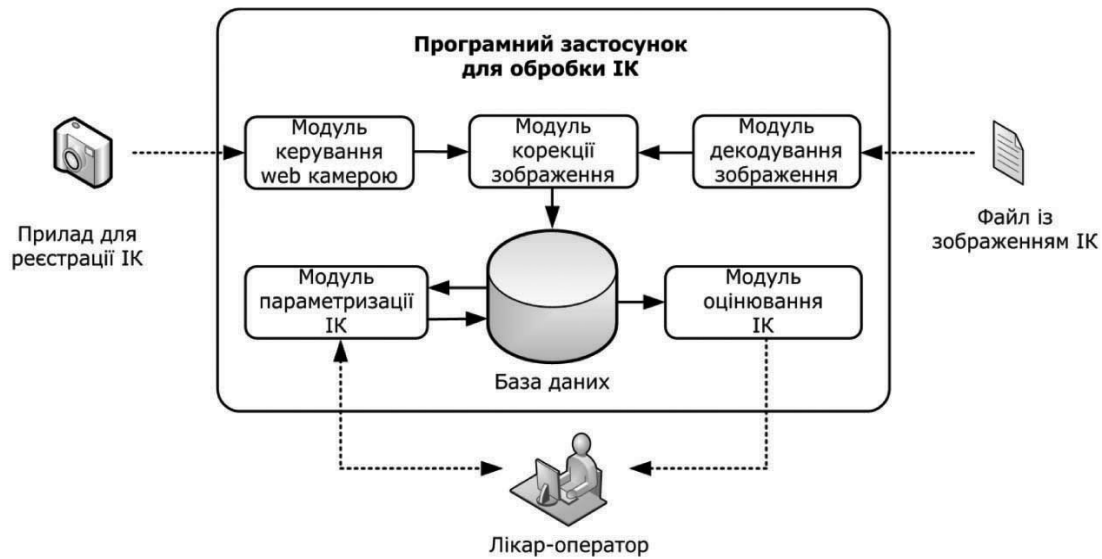


Рис. 5. Структурна схема СППР лікаря щодо визначення патології ЕОМ.

ти обстеження очей хворого, таблиця «Eyes» зберігає знімок рогівки та параметри ІК.

ПЗ для оброблення ІК розроблено на програмній платформі Microsoft .Net Framework, яка містить розвинені засоби створення графічного інтерфейсу користувача (ГІК), доступу, оброблення та візуалізації даних. Технологія Windows Forms на платформі Microsoft .Net Framework забезпечує спрощений доступ до стандартних елементів ГІК операційної системи Microsoft Windows. Використання технології Windows Forms в ПЗ створює більш однорідну програмну модель, зменшує кількість помилок і протиріч при розробленні функціональних ГІК в стилі Windows, забезпечує підтримку застарілого комп'ютерного обладнання.

Розроблений ПЗ дозволяє створювати нові файли у БД, а також працювати з даними в раніше збережених файлах, дозволяє зберігати у БД основну інформацію про досліджувану особу, за потреби коректувати дані або видаляти їх. Дані про результати обстеження зберігаються в БД у вигляді записів з датою огляду та текстом-описом. Кожен запис поєднується зі знімком ІК рогівки ока. Знімок може бути в будь-який час параметризований для визначення довжини відрізків діагоналей та відповідних кутів досліджуваної ІК.

Приклад оброблення зображення ІК хворого на косоокість наведено на рис.7. На першому етапі оброблення зображення за допомогою вертикальних та горизонтальних ліній визначаються вертикальний і

горизонтальний діаметри рогівки. На другому етапі за допомогою кільцевого інтерактивного покажчика відмічаються кути інтерференційного ромба.

На рис. 8 наведено головне вікно ПЗ. Праворуч на рис.8 наведено визначені нормовані параметри ІК хворого на косоокість. Співвідношення довжин відрізків діагоналей інтерференційного ромбу ( $OK/ON=0,97$ ;  $OP/OR=0,96$ ) вказує на достатньо симетричну дію горизонтальних та вертикальних м'язів. З іншого боку, значення кутів, які створюють відрізки діагоналей інтерференційного ромбу ( $\angle KOX1$ ,  $\angle POY1$ ,  $\angle NOX2$ ,  $\angle ROY2$ ) з меридіанами, вказують на наявність значних зміщень ліній прикладання зусиль прямих м'язів від відповідних меридіанів. У цьому випадку, відхилення ока визначається суперпозицією впливів ряду чинників, до яких відноситься зміщення місць прикріплення до склери усіх чотирьох прямих м'язів, а також стан зорових функцій обох очей зорової системи та особливості центральних механізмів зорового сприйняття.

Наведений приклад вказує, що існують випадки, коли визначення причини виникнення косоокості є достатньо складним завданням. Наявністю складних співвідношень у системі ЕОМ можна пояснити випадки невдалих операцій, коли виправлення відхилення ока проводилося за стандартними методиками без визначення реальних причин косоокості, які можуть бути пов'язані саме зміщеннями місця прикріплення ЕОМ вбік від відповідних меридіанів.

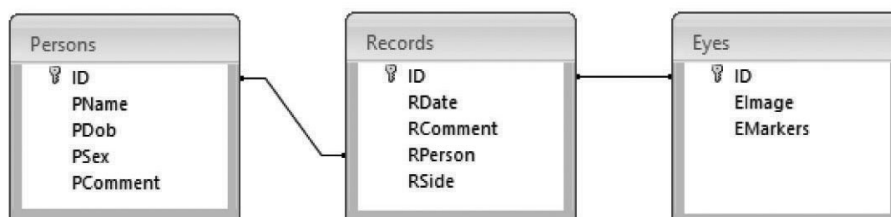
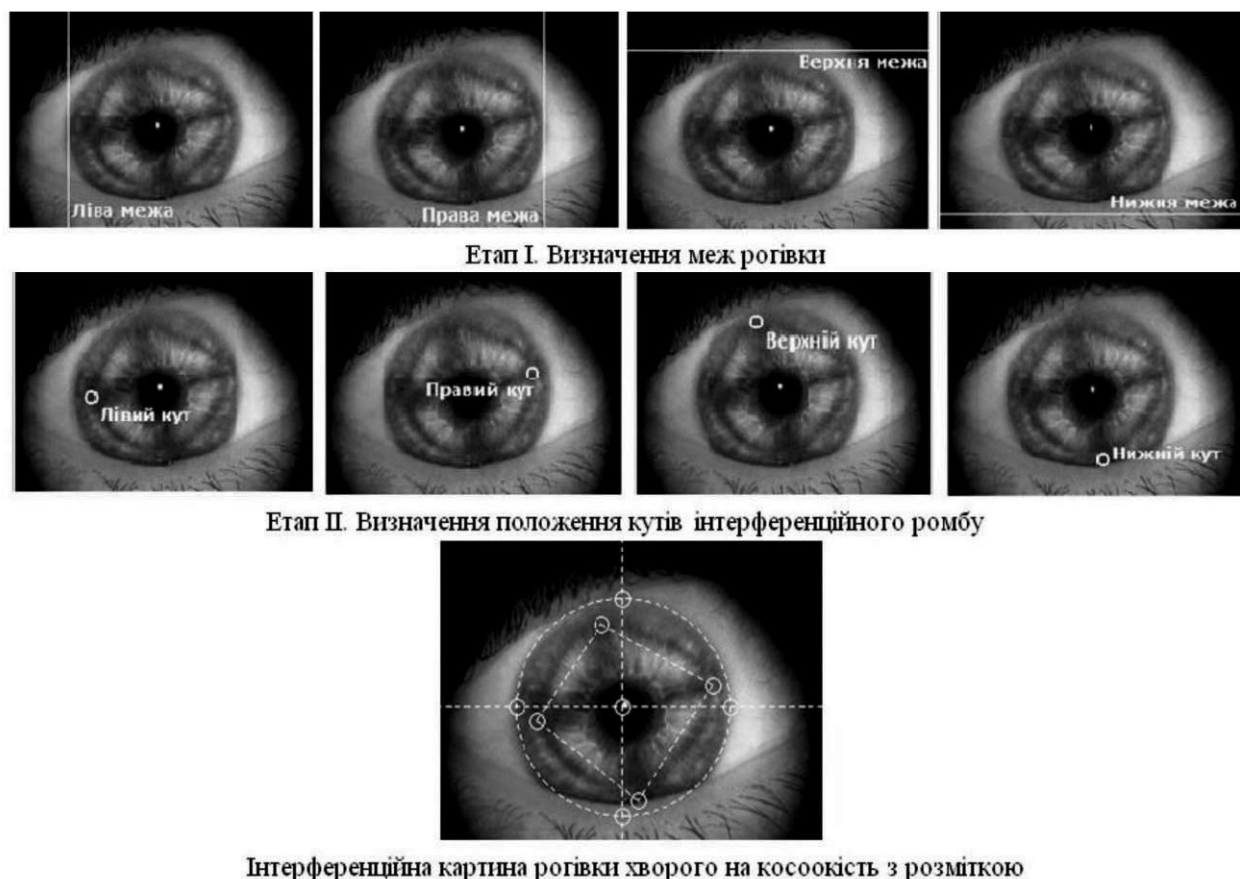


Рис. 6. Структура бази даних СППР лікаря.



Інтерференційна картина рогівки хворого на косоокість з розміткою

Рис. 7. Етапи визначення положення геометричних характеристик рогівки та інтерференційної картини.

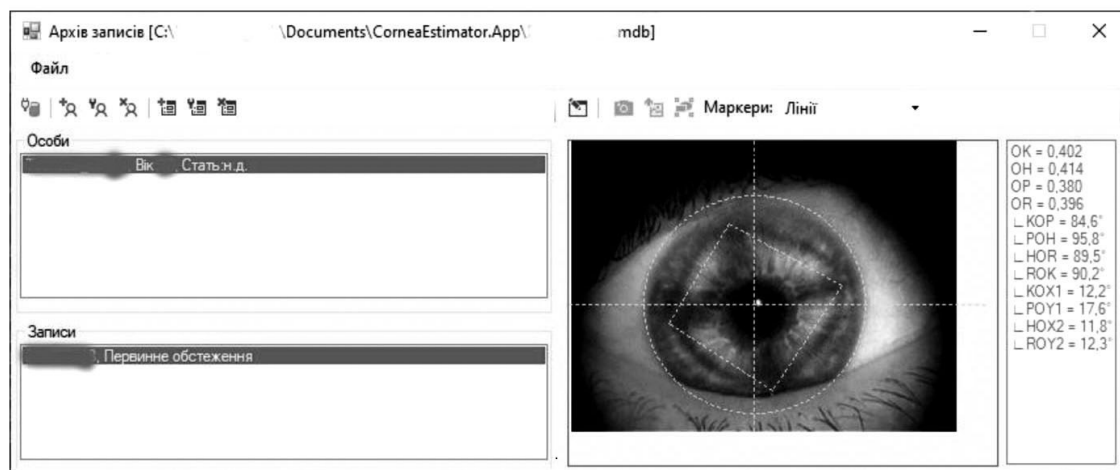


Рис. 8. Головне вікно програмного забезпечення.

## Висновки

Перспективним для визначення структурно-функціональної патології екстраокулярних м'язів є поляризаційно-оптичний метод дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока, автоматизація якого дозволить отримати додаткову інформацію для оптимізації вибору тактики лікування косоокості.

Інформативними показниками для визначення стану екстраокулярних м'язів за косоокості є відрізки діа-

гоналей інтерференційного ромба, кути між ними та кути між відрізками діагоналей та відповідними меридіанами.

Використання запропонованої СППР лікаря дозволить у короткий проміжок часу (2-3 хвилини) отримати інформацію про структурно-функціональний стан прямих ЕОМ, а також побіжно судити про стан косих ЕОМ при отриманні симетричної інтерференційної картини ока, що косить.

## Література

1. Clinical Decision Support (CDS). Office of the National Coordinator for Health Information Technology. 2013 [cited 31 August 2017]. Available from: <https://www.healthit.gov/policy-researchers-implementers/clinicaldecision-support-cds>.
2. Miller RA. Medical diagnostic decision support systems – past, present, and future: a threaded bibliography and brief commentary. *J Am Med Inform Assoc.* 1994 Jan-Feb;1 (1): 8–27.
3. Кобринский БА. Системы поддержки принятия решений в здравоохранении и обучении. *Врач и информ. технологии.* 2010; 2: 39–45.
4. Yao W, Kumar A. CONFlexFlow: integrating flexible clinical pathways into clinical decision support systems using context and rules. *Decis Support Syst.* 2013;55(2):499–515.
5. Castaneda C, Nalley K, Mannion C. et al. Clinical decision support systems for improving diagnostic accuracy and achieving precision medicine. *Journal of clinical bioinformatics.* 2015;5(1):4.
6. Литвин АА, Литвин ВА. Системы поддержки принятия решений в хирургии. *Новости хирургии.* 2014; 22(1): 96–100.
7. Liberati EG, Ruggiero F, Galuppo L. et al. What hinders the uptake of computerized decision support systems in hospitals? A qualitative study and framework for implementation Implementation Science. 2017; 12:113.
8. Paunksnis A, Barzdziukas V, Jegelevicius D, Kurapkiene S, G. Dzemyda G. The use of information technologies for diagnosis in ophthalmology, *J. Telemed. Telecare.* 2006 July; 12: 37–40
9. Sumeet D, Mohit J. Computational Decision Support Systems and Diagnostic Tools in Ophthalmology: A Schematic Survey Computational Analysis of the Human Eye with Applications., World Scientific Publishing; 2015. 468 p.
10. Trikha S. AI decision support systems for Ophthalmic care – the competitive advantage? Dec 30, 2017, 08.05 AM IST. Available from: <https://health.economictimes.indiatimes.com/health-files/ai-decision-support-systems-for-ophthalmic-care-the-competitive-advantage/2781>
11. Kahai P, Namuduri KR, Thompson H. A decision support framework for automated screening of diabetic retinopathy, *Int. J. Biomed. Imaging.* 2006; 2006: 45806. Published online 2006 Feb 2.
12. Noronha K, Acharya U, Nayak K, Kamath S, Bhandary S. Decision support system for diabetes retinopathy using discrete wavelet transform, *Proc. Inst. Mech. Eng. H J. Eng. Med.* 2012; p. 0954411912470240.
13. Kumar SJJ, Madheswaran M. An improved medical decision support system to identify the diabetic retinopathy using fundus images, *J. Med. Syst.* 2012; 36 : 3573–3581.
14. Xiao D, Vignarajan J, Lock J, Frost S., Tay-Kearney M-L, Kanagasingam Y. Retinal image registration and comparison for clinical decision support. *The Australasian Medical Journal.* 2012; 5: 507.
15. Li Zhang. An intelligent mobile based decision support system for retinal disease diagnosis. *J Health Med Informat.* 2014; 5:3. <http://dx.doi.org/10.4172/2157-7420.S1.004>
16. Prasanna P, Jain S, Bhagat N, Madabhushi A. Decision support system for detection of diabetic retinopathy using smartphones. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (Pervasive Health),* 2013; 7th International Conference on 2013, pp. 176–179.
17. Bourouis A, Feham M, Hossain MA, Zhang L. An intelligent mobile based decision support system for retinal disease diagnosis. *Decis. Support. Syst.* 2014;59: 341–350.
18. Piri S, Delen D, Tieming LT, Zolbanin HM. A data analytics approach to building a clinical decision support system for diabetic retinopathy: Developing and deploying a model ensemble. *Decision Support Systems.* 2017 September; <http://dx.doi.org/10.1016/j.dss.2017.05.012>
19. Kern C, Fu DJ, Kortuem K, Huemer J, Davis A. et al. Implementation of a cloud-based referral platform in ophthalmology: making telemedicine services a reality in eye care. *Br J Ophthalmol.* 2019. Epub ahead of print: [please include Day Month Year]. doi:10.1136/bjophthalmol-2019-314161
20. López MM, López MM, de la Torre Díez I, Jimeno JC, López-Coronado M. A mobile decision support system for red eye diseases diagnosis: experience with medical students. *J Med Syst.* 2016 Jun;40(6):151.
21. Вітовська О.П., Савіна ОМ. Структура та частота хвороб ока та придаткового апарату у дітей в Україні. *Медичні перспективи.* 2015; XX (3): 133-138.
22. Lu J, Feng J, Fan Z, Huang L. Automated Strabismus Detection based on Deep neural networks for Telemedicine Applications. Preprint . [Submitted on 9 Sep 2018 (v1), last revised 3 Dec 2018 (this version, v3)]. Available from: [https://www.researchgate.net/profile/Jiewei\\_Lu](https://www.researchgate.net/profile/Jiewei_Lu)
23. Yang Z, Fu H, Li R, Lo W-L. Intelligent Evaluation of Strabismus in Videos Based on an Automated Cover Test. *Appl. Sci.* 2019; 9: 731 -747.
24. Yehzekel O, Belkin M, Wygnanski-Jaffe T. Automated Diagnosis and Measurement of Strabismus in Children. *American Journal of Ophthalmology.* 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2019.12.018>
25. Strabo care system. Available from: <https://strabo-care.com> [Russian]
26. Азнаурян И.Э., Баласанян В.О., Кудряшова Е.А., Узев М.И. Технология StraboCare для дозирования хирургии содружественного косоглазия. Материалы I Международной конференции офтальмологов страбизмологов STRABO 2019 «Новые технологии в диагностике и лечении глазодвигательной патологии». М.: 2019. С.7.
27. Бушуева Н.Н., Романенко Д.В., Тарнопольская И.Н. Результаты хирургического лечения содружественного косоглазия с предварительным моделированием операции на трехмерной биомеханической модели глаза. *Офтальмологический журнал.* 2014; 1: 18-23.
28. Романенко Д.В., Бушуева Н.Н., Духаер Ш., Пилипенко Е.В. Оценка подвижности глазодвигательных мышц у больных содружественным и несодружественным косоглазием с вертикальным компонентом методом автоматизированного анализа двухмерных изображений глазных яблок в диагностических положениях зрения. *Офтальмол. журнал.* 2014;5: 15-19.
29. Brewster D. Experiments on the depolarization of light as exhibited by various mineral, animal and vegetable bodies with a reference of the phenomena to the general principles of polarization. *Phil. Trans. Roy. Soc. Lond.* 1815; 1 (1): 21–53.
30. Cogan D. C. Some ocular phenomena produced with polarized light. *Arch. Ophthalmol.* 1941; 25 (3): 391–400.
31. Stanworth A. Polarized light studies of the cornea II. The effect of intraocular pressure. *J. Exp. Biol.* 1953; 30 (2): 164–169.



32. Stanworth A, Naylor E J. The polarization optics of the isolated cornea. Br. J. Ophthalmol. 1950; 34(4): 201–211.
33. Stanworth A, Naylor E J. Polarized light studies of the cornea I. The isolated cornea. J. Exp. Biol. 1953; 30: 160–163.
34. Zandman F. The photoelastic effect of the living eye. Experm. Mechanics. 1966. Vol. 6, No 5. P. 19–25.
35. Пеньков М.А., Кочина М.Л. Интерференционный метод в диагностике косоглазия. Вестник офтальмол. 1981; 1: 39–41.
36. Водовозов А. М., Ковылин В. В. Использование поляризационно-оптического метода для диагностики состояния глазодвигательных мышц при вертикальной девиации. Офтальмол. журнал. 1990; 4: 201–204.
37. Босенко Т.А. Диагностика асимметрии наружных мышц глаза в поляризованном свете при косоглазии. Актуальные вопросы офтальмологии : сб. науч. трудов. Харьков, 1987: С. 33–35.
38. Кочина М.Л., Демин Ю.А., Ковтун Н.М., Каплин И.В. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза. East European Scientific Journal. 2017; 2(18): 61–66.
39. Кочина М.Л., Ковтун Н.М. Результаты моделирования напряженно-деформированного stanu рогівки ока за патології екстра окулярних м'язів. Український журнал медицини, біології і спорту. 2020; 5,1(23): 135–143.
40. Кочина М.Л., Калиманов В.Г. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния роговицы глаза с использованием системы инженерного анализа ANSYS. Клиническая информатика и телемедицина. 2009; 5(6): 26–30.
41. Кочина М.Л., Калиманов В.Г. Классификация пораженных глазодвигательных мышц с использованием аппарата нечеткой логики. Кибернетика и вычислительная техника. 2011; 166: 97–107.
42. Кочина М.Л., Демин Ю.А., Ковтун Н.М., Каплин И.В. Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальном косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017; 2(4): С.75–81.
43. Ковтун Н.М. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології і спорту. 2017; 2(6): 81–86. <https://doi.org/10.26693/jmbs02.06.081>
44. Kaplin I.V., Kochina M.L., Demin Y.A., Firsov A.G. The conception of telemedicine system for express estimation of intraocular pressure's level. Cybernetics and Computer Engineering. 2018; 1 (191):76–94.

*Автори засвідчують про відсутність конфлікту інтересів, які б могли вплинути на їх думку стосовно предмету чи матеріалів, описаних та обговорених в даному рукопису.*

*Поступила 05.02.2020*

### **Система поддержки принятия решений врачом относительно патологии экстраокулярных мышц**

Кочина М.Л., Демин Ю.А., Яворский А.В., Ковтун Н.М., Фирсов А.Г.

Черноморский национальный университет им. Петра Могилы; Николаев (Украина)  
Харьковская медицинская академия последипломного образования; Харьков (Украина)  
Харьковский национальный медицинский университет; Харьков (Украина)  
Международный медицинский центр «Офтальмика»; Харьков (Украина)  
ООО «АСТЕР-АЙТИ»; Харьков (Украина)

**Вступ.** Внедрение в клиническую практику систем поддержки принятия решений врачом позволяет во многих случаях повысить эффективность диагностики, лечения и диспансерного наблюдения за офтальмологическими больными.

**Цель** – обоснование и разработка автоматизированной системы поддержки решения врачом относительно патологии экстраокулярных мышц при косоглазии.

**Результаты.** По результатам исследования и моделирования интерференционных картин определены их информативные параметры, к которым относятся отрезки диагоналей интерференционного ромба, углы между ними, углы между отрезками диагона-

лей и соответствующими меридианами. Определены основные особенности формы интерференционных картин при различных видах косоглазия. Разработана автоматизированная система поддержки принятия решений врачом относительно патологии прямых экстраокулярных мышц, в которой использованы определенные информативные параметры интерференционных картин.

**Заключение.** Использование разработанной системы позволит в короткий промежуток времени (2–3 минуты) получить объективную информацию о структурно-функциональном состоянии прямых мышц, а также косвенно судить о состоянии косых мышц.

**Ключевые слова:** косоглазие, поляризационно-оптический метод, интерференционные картины, система поддержки принятия решений врачом