

Харківська медична академія післядипломної освіти Міністерство охорони
здоров'я України

Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика
Міністерство охорони здоров'я України

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

Ковтун Наталя Михайлівна

УДК617.761-009.11:535-4-047.44](043.3)

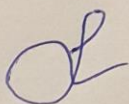
ДИСЕРТАЦІЯ

НАУКОВЕ ОБГРУНТУВАННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДУ ОЦІНКИ СТАНУ ОКОРУХОВИХ М'ЯЗІВ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОЛЯРИЗОВАНОГО СВІТЛА

14.01.18 – Офтальмологія

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.



Н. М. Ковтун

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник: Дьомін Юрій Альбертович, доктор медичних наук,
професор

Харків – 2020

АНОТАЦІЯ

Ковтун Н. М. Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.18 – Офтальмологія. – Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України, Харків, 2020; Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика МОЗ України.

Дисертація присвячена вирішенню актуального завдання сучасної офтальмології – підвищенню ефективності діагностики хворих на співдружну косоокість шляхом розроблення методу оцінювання анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на основі використання поляризаційно-оптичних властивостей рогівки.

Патологія окорухового апарату, яка викликає косоокість, і порушення бінокулярного зору мають значну питому вагу в структурі захворювань органу зору у дітей [136, 267, 321]. За результатами епідеміологічних досліджень кількість дітей хворих на косоокість у віці до 14-ти років у світі становить 182,9 млн., у країнах СНГ – 4,97 млн, у Європі – 7,58 млн [125]. За даними різних авторів на косоокість страждає кожна 20-та людина у світі [37, 201, 253, 315]. Косоокість є досить поширеним захворюванням в Україні, на яке страждає від 3% до 7% дитячого населення [11, 38, 95, 182, 219].

Попередження та усунення косоокості з одночасним відновленням втрачених зорових функцій – важливе завдання сучасної медицини. Однак вирішення цього завдання утруднене, оскільки однакові зовнішні прояви косоокості у вигляді відхилення ока від нормального положення можуть бути обумовлені різними причинами. З позицій біомеханіки відхилення ока в ту чи іншу сторону виникає за різних анатомічних, функціональних і анатомічно-функціональних порушень ЕОМ [252]. Успішність лікування косоокості, зумовленої патологією ЕОМ, залежить від правильності виявлення ураженого

м'яза і, виходячи з цього, вибору оптимальної тактики лікування. В даний час для дослідження стану ЕОМ за косоокості використовуються різні методи, але більшість з них не дозволяє об'єктивно оцінити їх анатомо-функціональний стан [3, 28, 52, 129, 193, 221, 250, 297]. Значний теоретичний і практичний інтерес представляє розроблення і вдосконалення об'єктивних методів дослідження ока в поляризованому світлі. Дослідження рогівки ока у поляризованому світлі показали, що форма інтерференційних картин (ІК), які спостерігаються на ній, залежить від анатомо-функціонального стану прямих ЕОМ [29, 33, 146, 149, 150], що може бути використано для підвищення точності діагностики та оптимізації лікування. Завданнями дослідження були:

1. Дослідити при застосуванні поляризованого світла вплив анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на напружено-деформований стан рогівки ока та обґрунтувати можливість його застосування.
2. Проаналізувати розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в залежності від стану екстраокулярних м'язів в умовах моделювання.
3. Визначити за результатами моделювання зв'язок параметрів інтерференційних картин рогівки з анатомо-функціональним станом екстраокулярних м'язів. Встановити інформативні показники поляризаційно-оптичних властивостей рогівки без патології та при співдружній косоокості.
4. Розробити метод оцінювання анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на основі використання поляризаційно-оптичних властивостей рогівки.
5. Розробити математичну модель діагностики співдружньої косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів.

Об'єкт дослідження: співдружня косоокість—згідно з МКХ-10 (код H50.4).

Предмет дослідження: поляризаційно-оптичні властивості рогівки на очах хворих на співдружню косоокість та без патології; маркери напружено-деформованого стану рогівки ока, особливості впливу анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на параметри інтерференційних

картин рогівки у хворих на співдружню косоокість; моделювання напружено-деформованого стану ока при співдружній косоокості на основі теорії тонких оболонок та кінцево-елементарного аналізу.

Методи дослідження. Клініко – анамнестичні: огляд, збір скарг та анамнезу; офтальмологічні: візометрія, біомікроскопія, авторефрактометрія, офтальмоскопія, скіаскопія, визначення кута косоокості за Гіршбергом, визначення характеру зору, визначення типу косоокості за тестом з прикриттям ока, визначення стану екстраокулярних м'язів методом оцінювання рухливості очей у восьми напрямках погляду; поляризаційно-оптичний: визначення розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока у поляризованому світлі; математичного моделювання: розрахунок та побудова розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока з використанням моделей ока на основі теорії тонких оболонок та кінцево-елементарного аналізу; статистичні: описові статистики, непараметричні критерії порівняння вибірок, нечітка логіка.

Наукова новизна отриманих результатів. Доповнено наукові знання про діагностичне значення застосування інтерференційних картин, що одержані за допомогою поляризаційного світла, для оцінки стану передньої частини фіброзної капсули ока, а саме: рогової оболонки, перілімбальних утворень, екстраокулярних м'язів, та створення набору еталонів і визначення інтервалів значень їх параметрів, що відповідають різним структурним, функціональним і анатомо-функціональним варіантам.

Доповнено наукові знання про анатомо-функціональний стан екстраокулярних м'язів у хворих на співдружню косоокість за характером поляризаційно-оптичних властивостей рогівки, а саме: за даними інтерференційних картин рогівки хворих на збіжну косоокість у $73 \pm 3,4\%$ спостерігається дисбаланс дії горизонтальних м'язів, про що свідчать кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромба, у середньому $(90 \pm 5,0)^\circ$, та співвідношення довжин відрізків діагоналей, що не перевищує 1,1–1,2, а у $27 \pm 3,4\%$ випадків має місце зміщення верхнього прямого м'яза у медіальному напрямку, про що свідчить зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу

у медіальному напрямку, а також значення кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, що відносяться до верхнього квадранту – $80 \pm 5,5^\circ$ та $100 \pm 6,7^\circ$; при розбіжній косоокості в 100% випадків на інтерференційних картинах виявлено зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямку, що супроводжується збільшенням медіального кута між відрізками діагоналей та зменшенням латерального кута, які відносяться до верхнього квадранту, та відповідають латеральному зміщенню верхнього прямого м'яза від лінії дії, а у $51 \pm 7,3\%$ випадків кути верхнього квадранту інтерференційного ромбу відрізняються між собою у середньому на 32° ($p < 0,05$), а у $49 \pm 7,3\%$ – на 15° ($p < 0,05$), тобто ступенем зміщення верхнього прямого м'язу у латеральному напрямку.

Встановлено, що у здорових осіб без косоокості форми інтерференційних картин мають ознаки асиметрії у $72 \pm 6,1\%$ випадків, що вказує на анатомо-функціональну асиметрію прямих екстраокулярних м'язів.

Вперше з використанням моделей напружено-деформованого стану рогівки ока показано, що збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів призводить до збільшення напруження у всій центральній зоні рогівки, що може бути використано для діагностики співдружної косоокості.

Вперше розроблено математичну модель діагностики співдружної косоокості на основі моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока та кінцево-елементарного аналізу з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів. Визначення патології екстраокулярних м'язів відбувається на основі класифікації інтерференційних картин з використанням удосконалених моделей, які дозволяють встановити анатомічні особливості прикріплення м'язів, або характер їх дії відносно місця прикладання зусилля за даними співвідношення відрізків діагоналі інтерференційного ромбу, та зміщення кутів ізохром в межах від 1° до 5° ($p < 0,05$).

Практична значимість отриманих результатів. 1) Розроблено метод дослідження та реєстрації інтерференційних картин очей за допомогою веб-

камери, оснащеної поляроїдним блоком, в якому розташовані світлодіоди для освітлення рогівки, та поляроїдні фільтри у схрещеному положенні. ІК, яка спостерігається на рогівці у поляризованому світлі обробляється програмним модулем.

2) Удосконалено класифікацію інтерференційних картин очей з горизонтальною косоокістю, що дозволяє визначити стан екстраокулярних м'язів в автоматичному режимі за двоетапним алгоритмом: на першому етапі відбувається розподіл параметрів інтерференційних картин на кластери за значеннями всіх кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, а на другому етапі – за значеннями довжин відрізків його діагоналей. Для визначення всіх варіантів зміщення місця прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів від лінії дії при співдружній косоокості запропоновано враховувати наступні зміни форми інтерференційних картин: відрізки діагоналей інтерференційного ромбу та кути між ними, кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу та відповідними меридіанами ока, що підвищує точність визначення порушення дії прямих екстраокулярних м'язів.

3) Запропоновано математичну модель діагностики співдружньої косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів, що містить блоки одержання зображень інтерференційних картин та їх параметризації, базу даних, в якій зберігається інформація про досліджувану особу у вигляді записів з датою огляду, що поєднується зі знімком інтерференційної картини рогівки ока. Знімок інтерференційної картини після параметризації та визначення інформативних параметрів класифікується з використанням розроблених моделей до відповідного кластеру, що допомагає визначити наявну патологію екстраокулярних м'язів.

Ключові слова: косоокість, екстраокулярні м'язи, рогівка, поляризаційно-оптичний метод, напружено-деформований стан, моделювання.

ANNOTATAION

Kovtun N. M. Scientific substantiation and development of a method for assessing the condition of oculomotor muscles using polarized light. – Qualification scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for the degree of Candidate of Medical Sciences in specialty 14.01.18 – Ophthalmology. – Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, 2020; Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education of the Ministry of Health of Ukraine, Kyiv, 2020.

The thesis presents solving the urgent problem of modern ophthalmology concerning the increase the efficiency of diagnosis of patients with strabismus by developing a method for assessing the anatomical and functional state of extraocular muscles based on the use of polarization-optical properties of the cornea.

Pathology of the oculomotor system, which causes strabismus, and binocular vision disorders have a significant share in the structure of diseases of the visual organ in children [136, 267, 321]. According to epidemiological studies, the number of children with strabismus under the age of 14 is 182.9 million in the world, 4.97 million in the CIS countries, and 7.58 million in Europe [125]. According to different authors, strabismus affects every 20th person in the world [37, 201, 253, 315]. Strabismus is a rather common disease in Ukraine, affecting from 3% to 7% of children [11, 38, 95, 182, 219].

Prevention and elimination of strabismus with the simultaneous restoration of lost visual functions are important tasks of modern medicine. However, the solution of this problem is difficult, because the same external manifestations of strabismus in the form of deviation of the eye from the normal position can be due to various reasons. From the standpoint of biomechanics, the deviation of the eye in one direction or another occurs in various anatomical, functional and anatomical-functional disorders of the extraocular muscles (EOM) [252]. The success of treating strabismus due to EOM pathology depends on the correct detection of the affected muscle and, based on this, the choice of optimal treatment tactics. Currently, various methods are used to study strabismus, but most of them do not allow to objectively

assess their anatomical and functional state [3, 28, 52, 129, 193, 221, 250, 297]. In this regard, there is a considerable theoretical and practical interest to the development and further improvement of objective methods of studying the eye in polarized light. Studies of the cornea in polarized light have shown that the shape of the interference patterns (IR) observed on it depend on the anatomical and functional state of direct EOM [29, 33, 146, 149, 150], which can be used to improve the accuracy of diagnosis and optimize treatment. The study objectives:

1. To study the effect of the anatomical and functional state of the extraocular muscles on the stress-strain state of the cornea when using polarized light and justify the possibility of its application.
2. Analyze the distribution of internal stresses in the cornea depending on the state of the extraocular muscles in the simulation.
3. To determine the relationship between the parameters of interference patterns with the anatomical and functional state of the extraocular muscles. To establish informative indicators of polarized-optical properties of the cornea without pathology and with strabismus.
4. To develop a method for assessing the anatomical and functional state of the extraocular muscles based on the use of polarized-optical properties of the cornea.
5. To develop a mathematical model for the diagnosis of strabismus taking into account the anatomical and functional state of the extraocular muscles.

The object of research – strabismus – MKH10 (H50.4).

The subject of research – polarization-optical properties of the cornea in the eyes of patients with strabismus and without pathology; markers of stress-strain of the cornea, features of the influence of the anatomical and functional state of the extraocular muscles on the parameters of interference patterns of the cornea in patients with strabismus; modeling of stress-strain state of the eye with strabismus based on the theory of thin shells and finite elemental analysis.

Research methods: clinical-anamnestic, ophthalmic, polarization-optical (determination of the distribution of internal stresses in the cornea in polarized light), mathematical modeling, statistical (descriptive statistics, non-parametric criteria for

comparing samples, fuzzy logic).

The scientific novelty of the obtained results. Scientific knowledge on the diagnostic value of the use of interference patterns obtained with the help of polarized light to assess the condition of the anterior part of the fibrous capsule of the eye, namely: cornea, perilimbal formations, extraocular muscles, and create a set of standards and determine the intervals of their parameters corresponding to different structural, functional and anatomical-functional variants.

Scientific knowledge about the anatomical and functional state of extraocular muscles in patients with strabismus by the nature of the polarization-optical properties of the cornea, namely: according to interference patterns of the cornea of patients with convergent strabismus in $73 \pm 3.4\%$ there is an imbalance of horizontal muscles the angles between the segments of the diagonals of the interference rhombus, on average $(90 \pm 5.0)^\circ$, and the ratio of the lengths of the segments of the diagonals, not exceeding 1.1-1.2, and in $27 \pm 3.4\%$ of cases has the place of displacement of the upper rectus muscle in the medial direction, as evidenced by the displacement of the upper angle of the interference rhombus in the medial direction, as well as the values of the angles between the diagonal segments of the interference rhombus belonging to the upper quadrant – $80 \pm 5.5^\circ$ and $100 \pm 6.7^\circ$; with divergent strabismus in 100% of cases, the interference patterns revealed a displacement of the upper angle of the interference rhombus in the lateral direction, accompanied by an increase in the medial angle between the diagonal segments and a decrease in the lateral angle, which correspond to the upper quadrant and correspond to the lateral actions, and in $51 \pm 7.3\%$ of cases the angles of the upper quadrant of the interference rhombus differ by an average of 32° ($p < 0.05$), and in $49 \pm 7.3\%$ - by 15° ($p < 0.05$), that is, the degree of displacement of the upper rectus muscle in the lateral direction.

It was found that in healthy individuals without strabismus the forms of interference patterns have signs of asymmetry in $72 \pm 6.1\%$ of cases, which indicates the anatomical and functional asymmetry of the rectus extraocular muscles.

For the first time, models of the tense-deformed condition of the cornea have shown that increased effort from the inner, upper, and lower rectus muscles results in

increased tension throughout the central cornea, which can be used to diagnose joint strabismus.

For the first time the mathematical model of diagnostics of a strabismus on the basis of modeling of a tensely deformed condition of a cornea and the finite-elementary analysis taking into account an anatomic and functional condition of extraocular muscles is developed. Determination of extraocular muscle pathology is based on the classification of interference patterns using advanced models that allow to establish the anatomical features of muscle attachment, or the nature of their action relative to the place of application according to the ratio of segments of the diagonal of the interference rhombus, and offset isochrome angles $1^0 - 5^0$ ($p < 0.05$).

The practical significance of the obtained results. 1) The method of research and registration of interference pictures of eyes by means of the webcam equipped with the polaroid block in which LEDs for illumination of a cornea, and polaroid filters in the crossed position are located is developed. IR, which is observed on the cornea in polarized light is processed by a software module.

2) Improved classification of interference patterns of eyes with horizontal strabismus, which allows to determine the state of extraocular muscles in automatic mode by a two-stage algorithm: at the first stage the parameters of interference patterns are divided into clusters by values of all angles between segments – by the values of the lengths of the segments of its diagonals. To determine all options for displacement of the extraocular muscles from the line of action in strabismus, it is proposed to take into account the following changes in the shape of interference patterns: segments of diagonals of the interference rhombus and angles between them, angles between determination of rectal extraocular muscle dysfunction.

3) A mathematical model for the diagnosis of common strabismus taking into account the anatomical and functional state of extraocular muscles, containing blocks for obtaining images of interference patterns and their parameterization, a database containing information about the subject in the form of records with the date of examination, combined with a picture of the interference pattern of the cornea. The image of the interference pattern after parameterization and determination of

informative parameters is classified using the developed models to the appropriate cluster, which helps to determine the existing pathology of the extraocular muscles.

Keywords: strabismus, extraocular muscles, cornea, polarization-optical method, stress-strain state, modeling.

Список публікацій здобувача:

1. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Вестник проблем биологии и медицины. 2014. Вып.4, том 1 (113). С. 139-145.
2. Ковтун НМ. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. 2(6). С.81-86.
3. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Ковтун НМ, Каплін ІВ. Результативикористання поляризованого світла для дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019. 25, 3(99). С. 65-69.
4. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Український журнал медицини, біології та спорту. 2020. 1(23). С.135-142.
5. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Яворський ОВ, Ковтун НМ, Фірсов ОГ. Система підтримки прийняття рішень лікарем щодо патології екстраокулярних м'язів. Офтальмологічний журнал. 2020. 2 (493). С. 70-78.
6. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза. East European Scientific Journal. 2017. 2(18). Р.61-66.
7. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальной косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. 2(4). С.96-103.
8. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Исследование напряженно-

деформированного состояния роговицы глаза с использованием моделей. The European Scientific and practical congress "Global Scientific Unity 2014". Prague 2014. P.124-126.

9. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Перспективы использования поляризационно-оптического метода в офтальмологии. Матеріали XIII з'їзду офтальмологів України. 21-23 травня 2014 року. Одеса, Україна. С.279.
10. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния глаза. Тези II з'їзду з міжнародною участю «Медична і біологічна інформатика і кібернетика». Медична інформатика і інженерія. 2015. № 4. С. 96.
11. Ковтун Н.М. Результаты оценки структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризационно-оптического метода. Тези IV Міжнародної науково-практичної конференції студентів та молодих вчених «Актуальні питання теоретичної та практичної медицини». 21-22 квітня 2016 року. Суми, Україна. С.121.
12. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты исследования структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризованного света. The International Scientific Association Science & Genesis "ScientificAchievements", Vienna (Austria). – Vienna, 2015. Vol. 1. P. С.89-93.
13. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю "Філатовські читання - 2015" 21-22 травня 2015 року Одеса. С.192.
14. Кочина М.Л, Ковтун Н.М. Классификация поражений глазодвигательных мышц больных с горизонтальным косоглазием. Матер. н.-п. конф. с междунар. участием «Филатовские чтения». 25-26 мая 2017, Одесса. – С. 111-112.
15. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати дослідження параметрів інтерференційних картин рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів.

Scientific achievements of modern society. Abstracts of the 6th International scientific and practical conference. Cognum Publishing House. Liverpool, United Kingdom. February 5-7. 2020. Pp. 869-877.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	16
ВСТУП	17
РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО РОЛЬ ЕКСТРАОКУЛЯРНИХ М'ЯЗІВ У ВИНИКНЕННІ КОСООКОСТІ	27
1.1.Сучасні уявлення про роль патології екстраокулярних м'язів за косоокості	27
1.2.Сучасні методи дослідження анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів	30
1.3.Поляризаційно-оптичний метод дослідження анатомо- функціонального стану екстраокулярних м'язів	35
1.4.Моделювання напружено-деформованого стану ока	39
1.5. Сучасний стан розробки моделей для прогнозування розвитку патології в офтальмології	46
Резюме до розділу 1	53
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	54
2.1.Дизайн дослідження	54
2.2.Клінічна характеристика досліджуваних груп пацієнтів	56
2.3.Методи клінічних досліджень	59
2.4.Методи моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока	63
2.5. Статистична обробка результатів дослідження	71
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ СТАНУ ЕКСТРАОКУЛЯРНИХ М'ЯЗІВ У ХВОРИХ НА КОСООКІСТЬ ЗА ПОКАЗНИКАМИ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН	78
3.1.Показники інтерференційних картин хворих на косоокість	78
3.2.Результати моделювання напружено-деформованого стану ока за різних варіантів патології екстраокулярних м'язів з використанням теорії тонких оболонок	81

3.3.Результати розрахунку розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока методом кінцево-елементного аналізу	93
Резюме до розділу 3	114
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ДІАГНОСТИКИ СПІВДРУЖНОЇ КОСООКОСТІ	117
4.1.Параметризація інтерференційних картин хворих на косоокість	117
4.2.Результати оцінювання параметрів інтерференційних картин за горизонтальної косоокості	119
4.3.Особливості форми інтерференційних картин очей хворих на вертикальну косоокість	128
4.4.Розробка моделей класифікації інтерференційних картин очей хворих на співдружню косоокість	130
4.5.Результати розробки математичної моделі діагностики співдружньої косоокості	142
4.6.Результати використання математичної моделі діагностики співдружньої косоокості за різної патології екстраокулярних м'язів	147
Резюме до розділу 4	160
РОЗДІЛ 5. АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ	163
ВИСНОВКИ	169
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ	171
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ЛІТЕРАТУРИ	172
ДОДАТКИ	205
Додаток №1. Впровадження результатів роботи у науковій та практичній діяльності	205
Додаток №2. Список публікацій та апробацій здобувача	213

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ ТА ТЕРМІНІВ

ІК	- інтерференційна картина
БД	- база даних
ВеПМ	- верхній прямий м'яз
ВОТ	- внутрішньоочний тиск
ВПМ	- внутрішній прямий м'яз
ГІК	- графічний інтерфейс користувача
ЕОМ	- екстраокулярні м'язи
ЗПМ	- зовнішній прямий м'яз
КЕ	- кінцево-елементний
НДС	- напружено-деформований стан
НиПМ	- нижній прямий м'яз
НЛ	- нечітка логіка
ПЗ	- програмне забезпечення
ПЗЗ	- прилад із зарядним зв'язком
ПК	- персональний комп'ютер
ПОБ	- поляризаційно-освітлювальний блок
СК	- співдружність косоокість
СППР	- система підтримки прийняття рішень лікарем
УЗД	- ультразвукова діагностика
ФОСП	- фотоофтальмоскоп поляризаційний
ХЕД	- хронаксиметрична електродіагностика
ХМАПО	- харківська медична академія післядипломної освіти

ВСТУП

Обґрунтування обраної теми дисертації. Серед захворювань дитячого віку косоокість займає особливе положення, оскільки має не тільки медичне, але й важливе соціальне значення, що пов'язане не тільки з косметичним недоліком, який створює негативний вплив на розвиток та психологічний стан дитини. Основна загроза косоокості полягає у формуванні неповноцінної зорової системи, в якій відсутній бінокулярний зір, та у безповоротній втраті зорових функцій за тривалого існування амбліопії. Все це обмежує можливості вибору професії та робить негативний валив на якість життя людини [90, 236, 255, 264, 285, 291, 298, 303].

Патологія очорухового апарату, яка викликає косоокість, і порушення бінокулярного зору мають значну питому вагу в структурі захворювань органу зору у дітей [136, 142, 165, 267, 321]. За результатами епідеміологічних досліджень кількість дітей хворих на косоокість у віці до 14-ти років у світі становить 182,9 млн., у країнах СНГ – 4,97 млн, у Європі – 7,58 млн [125]. На явну косоокість страждають 0,5-7,0% дітей, в структурі дитячої очної патології косоокість посідає друге місце після аномалій рефракції. У дитячих очних стаціонарах хворі з косоокістю складають від 15 до 35% пацієнтів [73, 79, 170, 245, 321]. За даними різних авторів на косоокість страждає кожна 20-та людина у світі [201, 253, 315]. Слід також відзначити, що косоокість є досить поширеним захворюванням в Україні, на яке страждає від 3% до 7% дитячого населення [11, 38, 95, 158, 160, 164, 179, 182, 219]. Попередження та усунення косоокості з одночасним відновленням втрачених зорових функцій – важливе науково-прикладне завдання сучасної медицини. Однак вирішення цього завдання утруднене, оскільки однакові зовнішні прояви косоокості у вигляді відхилення ока від нормального положення можуть бути обумовлені різними причинами. З позицій біомеханіки відхилення ока в ту чи іншу сторону виникає за різних анатомічних, функціональних і анатомічно-функціональних порушеннях екстраокулярних м'язів (ЕОМ) [252]. Успішність лікування косоокості, зумовленої патологією ЕОМ, залежить від правильності виявлення

ураженого м'яза і, виходячи з цього, вибору оптимальної тактики лікування. Це визначає актуальність розроблення сучасних об'єктивних методів діагностики патології ЕОМ.

В даний час для дослідження стану ЕОМ за косоокості використовуються координатна, комп'ютерна томографія, оптико-електронний метод, методи фото- і відеодіагностики, хронаксиметричної електро-діагностики, контактної термометрії, ультразвукового дослідження, тощо [3, 28-31, 52, 129, 139, 193, 194, 221, 250, 297]. Більшість перерахованих методів дослідження ЕОМ не дозволяють визначити їх анатомо-функціональний стан, що впливає на успішність лікування косоокості.

Розроблення нових методів дослідження і діагностики патології ока і зорової системи, які засновані на їх біофізичних властивостях, є актуальним завданням сучасної офтальмології. Дослідження рогівки ока у поляризованому світлі показали, що форма інтерференційних картин (ІК), які спостерігаються на ній, залежить від анатомо-функціонального стану прямих ЕОМ та внутрішньоочного тиску [29, 33, 39-43, 146, 147, 150]. Нажаль до теперішнього часу дослідження поляризаційно-оптичних властивостей рогівки ока з метою визначення анатомо-функціонального стану ЕОМ не використовуються у клінічній практиці, що пов'язане з відсутністю відповідного обладнання, автоматизації процесу оброблення зображень ІК, а також методу визначення патології ЕОМ за їх параметрами. Тому значний теоретичний і практичний інтерес представляє розроблення і подальше вдосконалення об'єктивних методів дослідження ока в поляризованому світлі.

Таким чином, актуальним і доцільним є розроблення об'єктивного неінвазивного методу, який дозволить індивідуалізовано визначити патологію ЕОМ, оптимально обирати тактику лікування та підвищити його ефективність, що вирішить важливе науково-прикладне завдання сучасної офтальмології. Це обумовило актуальність і визначило мету та завдання даного дисертаційного дослідження.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Наукові дослідження дисертаційної роботи є фрагментом науково-дослідної роботи кафедри офтальмології ХМАПО МОЗ України: «Функціональні, клінічні та морфологічні зміни при запальній та судинній патології органу зору, методи лікування» (№ державної реєстрації 0114U000522, термін виконання 2014-2019 роки), в якій автор була співвиконавцем і виконувала фрагменти дослідження.

Мета дослідження – підвищити ефективність діагностики розладів анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на очах хворих на співдружню косоокість із застосуванням удосконаленого методу оцінки інтерференційної картини рогової оболонки.

Завдання дослідження:

1. Дослідити при застосуванні поляризованого світла вплив анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на напружено-деформований стан рогівки ока та обґрунтувати можливість його застосування.
2. Проаналізувати розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в залежності від стану екстраокулярних м'язів в умовах моделювання.
3. Визначити за результатами моделювання зв'язок параметрів інтерференційних картин рогівки з анатомо- функціональним станом екстраокулярних м'язів. Встановити інформативні показники поляризаційно-оптичних властивостей рогівки без патології та при співдружній косоокості.
4. Розробити метод оцінювання анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів на основі використання поляризаційно-оптичних властивостей рогівки.
5. Розробити математичну модель діагностики співдружньої косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів.

Об'єкт дослідження: співдружня косоокість – згідно з МКХ-10 (код H50.4).

Предмет дослідження: поляризаційно-оптичні властивості рогівки на очах без патології та у хворих на співдружню косоокість; маркери напружено-деформованого стану рогівки ока, особливості впливу анатомо-

функціонального стану екстраокулярних м'язів на параметри інтерференційних картин рогівки у хворих на співдружню косоокість; моделювання напружено-деформованого стану ока при співдружній косоокості на основі терії тонких оболонок та кінцево-елементарного аналізу.

Методи дослідження. Клініко – анамнестичні: огляд, збір скарг та анамнезу; офтальмологічні: візометрія, біомікроскопія, авторефрактометрія, офтальмоскопія, скіаскопія, визначення кута косоокості за Гіршбергом, визначення характеру зору, визначення типу косоокості за тестом з прикриттям ока, визначення стану екстраокулярних м'язів методом оцінювання рухливості очей у восьми напрямках погляду; поляризаційно-оптичний: визначення розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока у поляризованому світлі; математичного моделювання: розрахунок та побудова розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока з використанням моделей ока на основі теорії тонких оболонок та кінцево-елементного аналізу; статистичні: описові статистики, непараметричні критерії порівняння вибірок, нечітка логіка.

Наукова новизна отриманих результатів. Доповнено наукові знання про діагностичне значення застосування інтерференційних картин, що одержані за допомогою поляризаційного світла, для оцінки стану передньої частини фіброзної капсули ока, а саме: рогової оболонки, перілімбальних утворень, екстраокулярних м'язів, та створення набору еталонів і визначення інтервалів значень їх параметрів, що відповідають різним структурним, функціональним і анатомо-функціональним варіантам.

Доповнено наукові знання про анатомо-функціональний стан екстраокулярних м'язів у хворих на співдружню косоокість за характером поляризаційно-оптичних властивостей рогівки, а саме: за даними інтерференційних картин рогівки хворих на збіжну косоокість у $73 \pm 3,4\%$ спостерігається дисбаланс дії горизонтальних м'язів, про що свідчать кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромба, у середньому $(90 \pm 5,0)^0$, та співвідношення довжин відрізків діагоналей, що не перевищує 1,1–1,2, а у $27 \pm 3,4\%$ випадків має місце зміщення верхнього прямого м'яза у медіальному

напрямку, про що свідчить зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у медіальному напрямку, а також значення кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, що відносяться до верхнього квадранту – $80 \pm 5,5^\circ$ та $100 \pm 6,7^\circ$; при розбіжній косоокості в 100% випадків на інтерференційних картинах виявлено зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямку, що супроводжується збільшенням медіального кута між відрізками діагоналей та зменшенням латерального кута, які відносяться до верхнього квадранту, та відповідають латеральному зміщенню верхнього прямого м'язу від лінії дії, а у $51 \pm 7,3\%$ випадків кути верхнього квадранту інтерференційного ромбу відрізняються між собою у середньому на 32° ($p < 0,05$), а у $49 \pm 7,3\%$ – на 15° ($p < 0,05$), тобто ступенем зміщення верхнього прямого м'язу у латеральному напрямку.

Встановлено, що у здорових осіб без косоокості форми інтерференційних картин мають ознаки асиметрії у $72 \pm 6,1\%$ випадків, що вказує на анатомо-функціональну асиметрію прямих екстраокулярних м'язів.

Вперше з використанням моделей напружено-деформованого стану рогівки ока показано, що збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів призводить до збільшення напруження у всій центральній зоні рогівки, що може бути використано для діагностики співдружної косоокості.

Вперше розроблено математичну модель діагностики співдружної косоокості на основі моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока та кінцево-елементарного аналізу з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів. Визначення патології екстраокулярних м'язів відбувається на основі класифікації інтерференційних картин з використанням удосконалених моделей, які дозволяють встановити анатомічні особливості прикріплення м'язів, або характер їх дії відносно місця прикладання зусилля за даними співвідношення відрізків діагоналей інтерференційного ромбу, та зміщення кутів ізохроми в межах від 1° до 5° ($p < 0,05$).

Відмінності отриманих результатів від відомих раніше.

Розрахунок розподілу напружень у рогівці ока з використанням ANSYS вперше було проведено за моделлю, розробленою М. Л. Кочиною та В. Г. Калімановим [110], якими було запропоновано суто технічний підхід до дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока. Нами в ході дисертаційного дослідження в умовах клініки, під час проведення розрахунків, було враховано всі можливі варіанти зміщення прямих екстраокулярних м'язів, а також особливості зміни товщини рогівки від центру до периферії.

В проведеному дослідженні було використано відому модель напружено-деформованого стану рогівки ока, розроблену М. Л. Кочиною [101], але крім поглибленого дослідження особливостей інтерференційних картин рогівок у здорових та хворих на косоокість в даній роботі чітко визначені кількісні показники для оцінки інтерференційних картин рогівки. **Вперше** встановлено, що зміщення кута інтерференційного ромбу від відповідного меридіану від 1^0 до 5^0 вказують на зміщення місця прикладання зусилля відповідного м'яза вздовж лінії дії, що відповідає посиленню або послабленню його дії, а не зміщенню лінії його дії від відповідного меридіану.

Окрім співвідношення відрізків діагоналей інтерференційного ромбу та кутів між ними для підвищення точності діагностики стану м'язів **вперше** було запропоновано використання додаткових показників – кутів між меридіаном рогівки та відрізком відповідної діагоналі інтерференційного ромбу, що дозволило врахувати усі випадки змін анатомо-функціонального стану прямих екстраокулярних м'язів, що дозволило підвищити точність діагностики патології екстраокулярних м'язів у хворих на співдружну косоокість.

Використання кінцево-елементного аналізу для моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока при різних станах екстраокулярних м'язів, дозволило більш точно, ніж за теорією тонких оболонок, дослідити розподіл внутрішніх напружень у рогівці у всіх випадках.

Застосовані сучасний методичний підхід та сучасне обладнання в основі дослідження інтерференційних картин рогівки, на відміну від відомого метода з

поляризаційним фотоофтальмоскопом, який дозволяв реєструвати зображення рогівки на фотоплівці (Т. О. Босенко 1994) [33], що був малопридатний для використання в умовах дитячої клініки. Використовувалась нами ПЗС – камера, роздільна здатність якої 320x240 пікселів, що оснащена спеціальним поляризаційно-освітлювальним блоком, що розроблений для цих цілей. Зображення інтерференційних картин надходило для подальшого оброблення у персональний комп'ютер. Оброблення зображення інтерференційних картин відбувалось у автоматизованому режимі. На першому етапі відбувалось його параметризація та визначення інформаційних параметрів інтерференційних картин, на другому – класифікація інтерференційних картин та визначення патології екстраокулярних м'язів. Всі зображення інтерференційних картин, а також дані про досліджуваних пацієнтів формували електронну базу дослідження.

На відміну від досліджень Босенко Т.О. (1994) [33], метод дозволив виявити зони збільшення або зменшення напружень, і **вперше** встановити наявність анізотропії центральної зони рогівки та її залежність від сили дії екстраокулярних м'язів (окрім зовнішнього), що є важливим теоретичним та практичним результатом. Розроблено метод та програмний модуль для визначення патології екстраокулярних м'язів за двоетапним алгоритмом.

Практична значимість отриманих результатів. 1) Розроблено метод дослідження та реєстрації інтерференційних картин очей за допомогою веб-камери, оснащеної поляроїдним блоком, в якому розташовані світлодіоди для освітлення рогівки та поляроїдні фільтри у схрещеному положенні. ІК, яка спостерігається на рогівці у поляризованому світлі обробляється програмним модулем у автоматизованому режимі.

2) Удосконалено класифікацію інтерференційних картин очей з горизонтальною косоокістю, що дозволяє визначити стан екстраокулярних м'язів в автоматичному режимі за двоетапним алгоритмом: на першому етапі відбувається розподіл параметрів інтерференційних картин на кластери за значеннями всіх кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, а на

другому етапі – за значеннями довжин відрізків його діагоналей. Для визначення всіх варіантів зміщення місця прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів від лінії дії при співдружній косоокості запропоновано враховувати наступні зміни форми інтерференційних картин: відрізки діагоналей інтерференційного ромбу та кути між ними, кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу та відповідними меридіанами ока, що підвищує точність визначення порушення дії прямих екстраокулярних м'язів.

3) Запропоновано математичну модель діагностики співдружної косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів, що містить блоки одержання зображень інтерференційних картин та їх параметризації, базу даних, в якій зберігається інформація про досліджувану особу у вигляді записів з датою огляду, що поєднується зі знімком інтерференційної картини рогівки ока. Знімок інтерференційної картини після параметризації та визначення інформативних параметрів класифікується з використанням розроблених моделей до відповідного кластеру, що допомагає визначити наявну патологію екстраокулярних м'язів.

Впровадження у практику. Розроблено і впроваджено в лікувально-профілактичну роботу закладів охорони здоров'я України математичну модель діагностики співдружної косоокості, яку впроваджено в практичну роботу дитячих офтальмологічних відділень КНП «Харківська міська клінічна лікарня №14 ім. проф. Л. Л. Гіршмана» (м. Харків), КП «Дніпропетровська клінічна офтальмологічна лікарня» (м. Дніпро), Київського центру терапії і мікрохірургії ока (ТОВ «Тримедекс») (м. Київ), медичного центру «Візекс» (м. Львів), ТОВ «Офтальміка» (м. Харків).

Результати досліджень включені в програму занять на кафедрах офтальмології та клінічної інформатики і інформаційних технологій в управлінні охороною здоров'я Харківської медичної академії післядипломної освіти.

Особистий внесок здобувача. Дисертація є особистою науковою працею здобувача. Разом з науковим керівником, д. мед. н., професором

Ю. А. Дьоміним визначено мету, завдання та методологію проведення дослідження. Здобувачем особисто виконано офтальмологічне обстеження та дослідження у поляризованому світлі 296 очей 148 хворих на співдружну косоокість та 40 очей 20 осіб без патології; визначино інформативні параметри 336 інтерференційних картин. Використовуючи удосконалені моделі напружено- деформованого стану рогівки ока здобувач особисто визначила особливості зміни форми та параметрів розрахункових ізохром за різного анатомо- функціонального стану екстраокулярних м'язів; розробила метод визначення патології екстраокулярних м'язів з використанням поляризаційно-оптичних властивостей рогівки. Сумісно з д. біол. н., професором М. Л. Кочиною та к. тех. н. О. Г. Фірсовою розроблено метод оцінки анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів пацієнтів для діагностики співдружної косоокості і програмний модуль для його практичного використання. Всі розділи дисертації написані та оформлені дисертантом особисто. У наукових працях, опублікованих за темою дисертаційного дослідження в співавторстві, дисертанту належить провідна роль у зборі клінічного матеріалу, статистичній обробці та аналізі отриманих результатів.

Апробація результатів дисертації. Основні положення і результати дисертації обговорені на: міжнародних науково-практичних конференціях: The European Scientific and practical congress «GlobalScientificUnity 2014» (Prague, 2014); Scientific and practical congress «ScientificAchievements» (Vienna, 2015); 6th International scientific and practical conference «Scientific achievements of modern society» (Liverpool, United Kingdom, 2020); національних з'їздах, конгресах, симпозиумах: XIII-му з'їзді офтальмологів України (Одеса, 2014); II з'їзді «Медична і біологічна інформатика і кібернетика» (Київ, 2015); науково- практичних конференціях державного рівня: IV конференції студентів та молодих вчених «Актуальні питання теоретичної та практичної медицини» (Суми, 2016); наукових конференціях офтальмологів (Одеса, 2015, 2017).

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи викладені в 15 наукових публікаціях: 5 статей у виданнях згідно «Переліку наукових фахових видань України» (з них 1 – в наукометричному виданні, проіндексованому у базі даних «Scopus»), 1 стаття у виданні іншої держави, що входить до Європейського Союзу. Крім того опубліковано 8 тез доповідей в матеріалах конгресів та науково-практичних конференцій, включаючи 3 іноземні.

Вимогам ДАК відповідають 5 публікацій. (Наказ МОН України від 23.09.2019 року № 1220 «Про опублікування результатів дисертацій на здобуття наукових ступенів доктора і кандидата наук»).

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота викладена українською мовою на 153 сторінках друкованого тексту. Робота містить анотацію, зміст, вступ, два розділи самостійних досліджень, аналіз та узагальнення отриманих результатів, висновки, практичні рекомендації, список використаних джерел літератури з 332 найменувань (114 з яких – іноземні), 2 додатки. Робота має 58 рисунків та 20 таблиць.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО РОЛЬ ЕКСТРАОКУЛЯРНИХ М'ЯЗІВ У ВИНИКНЕННІ КОСООКОСТІ

1.1. Сучасні уявлення про роль патології екстраокулярних м'язів за косоокості

За даними сучасних досліджень вітчизняних та закордонних авторів косоокість зустрічається у 5,3-7,4% дітей та у 4% дорослого населення. У 60-70% випадків косоокість виникає у дітей у віці до 2-ох років. Це одне з найпоширеніших очних захворювань дитячого віку, що представляє серйозну небезпеку для зорових функцій дитини [1, 63, 84, 94, 136, 139, 163].

Терміном "косоокість" об'єднують різні за походженням і топікою ураження зорової системи, які викликають періодичне або постійне відхилення зорової осі одного з очей від точки фіксації [1, 27, 59, 153-155, 318].

Причинами косоокості можуть бути вроджені або придбані захворювання ЦНС, аметропії, відмінності в анатомічній або оптичній будові очей, різке зниження гостроти зору або сліпота на одне око.

Сучасна класифікація виділяє два основних види косоокості – співдружністю і паралітичну [1, 27, 83, 95, 137, 138, 221, 243, 301, 316, 320].

Співдружня косоокість виникає за наявності в зоровій системі аметропій, анізетропій, патології екстраокулярних м'язів, зорових шляхів і центрального відділу зорового аналізатору. Основною його властивістю є порушення нормальних бінокулярних зв'язків, а зовнішнім проявом – постійне або періодичне відхилення одного з очей від точки фіксації. За співдружньої косоокості обидва ока здійснюють рухи приблизно в однаковому обсязі, рух кожного з очей в різних напрямках не обмежений або незначно обмежений. Інколи спостерігається також уявна або прихована косоокість [1, 55, 242, 324]. Успішність лікування в кожному конкретному випадку залежить від правильності встановлення причин косоокості та підбору відповідних заходів. Це вказує на важливість точної діагностики причин виникнення косоокості, що може бути досягнуто використанням відповідних методів дослідження очей та

зорової системи.

Паралітична косоокість виникає за враження ядер або стовбурів окорухового, блокового і відвідного нервів, а також в результаті ураження цих нервів в м'язах або самих м'язів. Ядерні паралічі спостерігаються у випадку крововиливів і пухлин в області ядер, у випадку нейросифілісу, прогресивному паралічі, енцефаліті, множинному склерозі, травмах черепа та ін. За цього виду косоокості рухливість очних яблук може бути різко обмежена, око зазвичай відхилено в протилежний від ураженого м'язу бік.

Співдружня косоокість є переважно патологією раннього дитячого віку. У 17,5% дітей косоокість з'являється на першому році життя, в тому числі у 9% вона виявлена з народження [1, 27, 168, 171, 221, 243, 276].

За існуючою в даний час класифікацією [27, 163, 168, 171, 290] співдружня косоокість ділиться на дві групи – акомодаційну та неакомодаційну, проміжне положення займає частково-акомодаційна косоокість, яка має риси, як першої, так і другої групи.

Акомодаційна косоокість з'являється у дитини зазвичай у віці 2-ох - 3-ох років. За атропінізації та і подальшого носіння окулярів положення очей випрямляється, під час проведення відповідного лікування можливий розвиток бінокулярного зору. Хірургічне лікування акомодаційної косоокості зазвичай не показано [1, 27, 149, 163, 290].

За неакомодаційній косоокості відхилення очі не зникає під впливом атропінізації та постійного носіння окулярів. Косоокість цього типу погано піддається консервативному лікуванню та потребує хірургічного втручання[65]. Дослідження показали, що акомодаційна косоокість на першому році життя виникла у 7% дітей, тоді як у більш старшому віці вона склала 26,1 - 29,3% від загальної кількості дітей з косоокістю [65, 93, 169]. Пік виникнення акомодаційної косоокості припадає на 3-й - 4-й рік життя, тоді як неакомодаційна косоокість, що виникло відразу після народження або на першому році життя, становить за даними різних авторів від 42,8% до 65% від загальної кількості хворих [13, 14, 83, 148, 154, 156, 176].

У значній кількості робіт провідна роль у виникненні неакомодаційної косоокості відводиться патології ЕОМ, зокрема, аномаліям їх прикріплення до склери [2, 23, 29, 33, 37, 41, 89, 251, 308]. Вказують, що за неакомодаційної косоокості, що рано виникла, та характеризується великими кутами відхилення очей, практично завжди відсутній бінокулярний зір і навіть після хірургічних втручань його вдається відновити в невеликому відсотку випадків[65, 134, 149, 156, 170, 265].

Раннє виключення одного з очей з акта бінокулярного зору обумовлює неможливість передачі інформації з однієї півкулі мозку до іншої [168, 169, 171]. Нормальний бінокулярний зір виявляється за цих умов неможливим і подальше формування зорового аналізатору відбувається за типом монокулярної зорової системи, або виникає анатомічно обумовлений аномальний бінокулярний зір.

Таким чином, відхилення очей за неакомодаційній косоокості багато в чому обумовлено особливостями функціонального стану та прикріплення сухожиль ЕОМ до склери. Виходячі з цього стає зрозумілим, чому цей вид косоокості проявляється на першому році життя дитини. Кожна система організму має свій резерв компенсації, який дозволяє у певній мірі скорегувати структурні та функціональні порушення, які наявні у кожної людини. Але, коли ця компенсація стає дуже «дорогою» для системи, виникає декомпенсація і подальша перебудова, яка дозволяє пристосуватися до наявного стану [90, 103, 120]. Слабо розвинена зорова система дитини не може компенсувати значні анатомічні дефекти, наприклад, аномалії прикріплення ЕОМ до склери, і відповідно сформувати складні механізми бінокулярного зору. Зазвичай за неакомодаційної косоокості має місце суттєве порушення м'язового балансу за рахунок функціонально-анатомічної патології ЕОМ, яка не може бути скомпенсована зусиллями всієї зорової системи. Якщо ж м'язові асиметрії виражені не так значно, то замість явної косоокості може виникати гетерофорія (прихована косоокість), за якої формується бінокулярний зір [27, 49, 284]. Прихована косоокість може клінічно не проявлятися, але під час значного

зорового навантаження у дорослих можливо виникнення зорових астеній [49, 58, 103], а у дітей – явної косоокості [103, 103, 220].

Частково-акомодаційна косоокість, що займає проміжне положення між двома вже описаними видами, обумовлена як наявністю асиметрії в будові м'язового апарату, так і акомодаційного компоненту. Ця косоокість виникає як на першому році життя, так і в більш пізні терміни, в залежності від співвідношення м'язових і акомодаційних компонентів. За цього виду косоокості м'язовий компонент виражений менш значно, ніж акомодаційний, оскільки кути косоокості, які виникають у цих випадках, зазвичай, невеликі. Проте лише окулярами у багатьох випадках не вдається повністю усунути косоокість [2, 12, 56, 78, 80, 89, 288].

Таким чином, багаторічний досвід вчених вказує, що у виникненні косоокості певну роль відіграє анатомо-функціональний стан ЕОМ, тому розроблення нових методів його оцінювання є актуальним завданням сучасної офтальмології.

1.2. Сучасні методи дослідження анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів

За останні роки методи діагностики стану ЕОМ суттєво не змінилися. Більшість з наявних методів, що використовуються у клінічній практиці, базуються на суб'єктивному аналізі ознак захворювання лікарем-фахівцем і скаргах пацієнтів [1, 37, 52, 154, 266, 290, 324]. Це призводить до недостатньої точності діагностики патології внаслідок прийняття рішення про наявність захворювання за суб'єктивними даними, а також ускладнює вибір тактики лікування, особливо хірургічного [94, 126, 134, 140, 168, 175, 295].

Загальновідомі найбільш поширені традиційні методи оцінювання функціонального стану ЕОМ, які використовуються в умовах поліклініки та очних стаціонарів [176, 181, 210, 243, 276, 283, 284, 290].

Серед найбільш доступних методів діагностики патології ЕОМ є метод дослідження рухливості і обсягу рухів очного яблука, під час якого пацієнт

стежити двома очима за об'єктом, який переміщується у різних напрямках (зазвичай у восьми напрямках) [1, 140, 210, 290]. Лікар під час цього спостерігає за тим, чи рухаються очні яблука пацієнта синхронно, чи ні і яке положення займають за крайніх відведень. Такий метод оцінювання стану ЕОМ дає недостатню інформації про їх анатомо-функціональну організацію і мало придатний для прогнозу успішності хірургічних втручань, оскільки однакові відхилення очей під час виконання дослідження можуть бути викликані різними причинами.

Ще одним методом дослідження стану ЕОМ є метод, заснований на визначенні найближчої точки конвергенції, коли пацієнтові пропонують фіксувати обома очима кінчик олівця (ручки, пальці лікаря тощо), який розташовують на рівні очей строго посередині. Потім об'єкт фіксації починають повільно наближати до обличчя випробуваного до моменту, коли праве або ліве око перестає фіксувати і відхиляється внаслідок цього в сторону (назовні) [140, 181, 284]. Але цей спосіб також не дозволяє встановити точні причини косоокості, особливо стан ЕОМ, і розробити тактику хірургічного лікування.

Не дають точної інформації про анатомо-функціональний стан ЕОМ методи дослідження тонічної конвергенції (форії), визначення наявності гетерофорії, страбометрія по Лоуренсу, Головіну і по Гіршбергу [66, 134, 168, 175, 181, 210, 269].

Всі перераховані вище методи дозволяють опосередковано судити про наявність патології ЕОМ, але визначити її вид, оцінити структурні та функціональні порушення, вказати уражені м'язи складно, не кажучи вже про кількісні співвідношення тонуусу м'язів або зміщення місця їх прикріплення від нормального.

Координетрія (координація + грец. *metreo* вимірювати) – метод дослідження рухливості очей, заснований на визначенні відносного положення зображень в полі зору кожного ока за умови поділу полів зору поляроїдами або кольоровими фільтрами, пофарбованими в додаткові кольори [1, 140]. Метод

також є суб'єктивним і ґрунтується на вербальному контакті пацієнта з лікарем, тому мало придатний для дослідження маленьких дітей або осіб зі зниженим інтелектом. Метод дозволяє судити про локалізацію в просторі зображення обох очей за косоокості та певною мірою припускати, який з м'язів має патологію. Для цього розроблено відповідні таблиці, в яких вказано, який з м'язів може бути причиною відхилення очей за косоокості.

Метод дослідження окорухового апарату в умовах «спровокованої» диплопії заснований на оцінці відносного положення в просторі зображень, які належать оку, що фіксує, і відхиленому оку [4, 153-155, 163]. Цей метод також потребує контакту лікаря з пацієнтом, а діагностика ґрунтується на відповідях пацієнта, що робить його, як і координетрію, мало придатною для обстеження певних контингентів хворих.

Оскільки відомі способи діагностики патології ЕОМ характеризуються суб'єктивністю постановки діагнозу, тривалістю процесу діагностики, низькою точністю вимірювання ступеня косоокості, складністю практичного застосування (особливо під час роботи з дітьми), було запропоновано оптико-електронний пристрій (ОЕП), що дозволяє швидко і точно визначати ступінь косоокості у дорослих і дітей [52, 188].

Принцип дії пристрою заснований на аналізі характеру рухів очей, який виконується за рухом зіниць в реальному масштабі часу. На думку авторів пристрій може бути корисно під час діагностики ністагму і косоокості за характером руху зіниць очей. ОЕП не дозволяє виявити структурні та анатомо-функціональні порушення окорухових м'язів, та й чисто функціональні - тільки побічно, оскільки рух очей забезпечується шістьма м'язами і в якійсь мірі патологія одних може бути компенсована зміною функцій інших. Тому для клінічних цілей пристрій мало придатний, хоча може бути корисним під час масових досліджень, наприклад, дітей з метою виявлення групи ризику розвитку косоокості.

Комп'ютерно-томографічне дослідження ЕОМ дозволяє встановити зміну їх товщини і щільності тканин [141]. Зміна структурних характеристик м'язів,

зазвичай, супроводжується функціональними змінами, які можуть призводити до порушення бінокулярних функцій, появи диплопії і відхилення очей. Однак дана методика мало придатна для досліджень ЕОМ дітей в офтальмологічній практиці, оскільки в більшості профільних лікувальних установ таке обладнання відсутнє. Крім того, рентгенівська діагностика без нагальної потреби не рекомендується дітям. Отримані результати під час обстеження дітей далеко не завжди порівнюються з можливими ризиками, оскільки чутливість дітей до радіації приблизно в 5 разів вище, ніж у дорослих.

Запропоновано метод контактної термометрії дистального кінця прямих ЕОМ у первинному положенні і за поворотах очей на 150^0 , що, на думку авторів, дозволяє за показниками температури визначити функціональні ураження м'яза, однак метод мало придатний за умов їх структурних і анатомо-функціональних порушень [172, 189, 190]. Це пов'язано з самою технологією його здійснення. На місця проекції прямих ЕОМ на кон'юнктиву ока встановлюється температурний датчик, який дозволяє виміряти температуру м'язу. За гіпер- або гіпофункції м'язів виміряна температура, яка відрізняється від середньої норми, що дозволяє говорити про функціональний стан м'язів. Даний метод не має значного поширення, бо серійні прилади для вимірювання температури в лікувальних закладах відсутні. Оскільки необхідний контакт датчиків з кон'юнктивою ока, потрібна анестезія, що не завжди бажано в дитячому віці. Крім того, температура м'язів має індивідуальну варіабельність і залежить від зовнішніх і внутрішніх факторів, що знижує точність діагностики.

Метод хронаксиметрической електродіагностики (ХЕД) дозволяє оцінити функціональний стан екстраокулярного м'яза за показниками його електричної збудності, що здійснюється шляхом визначення частоти, глибини модуляції і амплітудного значення складномодульованого струму [129]. Хронаксиметрична електродіагностика симетричних ЕОМ очей проводиться з використанням. складномодульованих імпульсних електричних коливань, які отримуються від апарату низькочастотної фізіотерапії: «Ампліпульс-5» («Ампліпульс-6»). Дослідження проводяться на симетричних м'язах обох очей, після чого отримані

показники порівнюються. З позицій фізики методика фактично полягає у визначенні порогового струму, який викликає скорочення відповідного м'яза. Як і попередній метод, даний метод – контактний, потребує анестезії і мало придатний для роботи з дітьми, швидше за для проведення наукових досліджень. Датчик прикладається дослідником до кон'юнктиві інтуїтивно, тому говорити про можливість визначення точної геометрії ЕОМ не доводиться.

Оцінювання змін стану прямих ЕОМ під впливом електростимуляції використовуючи показники поверхневої електроміографії дозволяє підтвердити ефект від лікування дітей зі збіжною співдружною альтернуючою косоокістю, але не дозволяє оцінити анатомічний стан м'язів у випадках їх дислокації [29-31].

Крім того, стан ЕОМ можна досліджувати з використанням методів відеодіагностики вимушених коливальних рухів очей за косоокості [52, 193-195]. В цьому випадку особливий інтерес представляє так званий оптокінетичний ністагм, викликаний зовнішнім впливом на окоруховий апарат людини. Для цих цілей запропоновано систему діагностики параметрів рухів очі, в якій використано нові інформаційні технології. Встановлено, що у пацієнтів, для яких характерне поєднання ністагму з косоокістю, спостерігається якісна відмінність в русі очних яблук за умов переміщення смуг, які використовуються для стимуляції оптокінетичного ністагму, на екрані монітора зліва направо і в протилежному напрямку, що пояснюється різною здатністю м'язів до скорочувальної реакції під час руху очей зліва направо і навпаки [52, 193-195]. Дана методика придатна, скоріше, для наукових досліджень, ніж для клінічної практики, оскільки вимагає спеціального обладнання і не дає прямих відповідей на питання про анатоμο-функціональний стан ЕОМ, а дозволяє опосередковано судити про їх функції.

В теперішній час великого поширення набули ультразвукові методи дослідження. За допомоги ультразвуку проводиться оцінка стану ЕОМ. Ультразвук дозволяє отримати інформацію про їх щільності і товщину, що не

дає відповіді на запитання про причини виникнення косоокості у багатьох випадках [200]. Найбільшого поширення ультразвукові методи отримали за ендокринної патології, яка супроводжується ендокринною офтальмопатією. У процесі дослідження візуалізуються всі чотири прямі м'язи ока, визначається їх акустична щільність, довжина і показники товщини. Метод дає, також як і методи, описані вище, непряму інформацію про анатомо-функціональний стан окорухових м'язів і не може бути безпосередньо використаний для визначення тактики лікування косоокості, особливо обумовленої аномаліями їх прикріплення [200].

Таким чином, більшість перерахованих методів дослідження окорухових м'язів не дозволяють об'єктивно оцінити їх анатомо-функціональний стан і визначити тактику лікування за співдружної косоокості. Об'єктивні методи, такі як термометрія, томографія, ультразвукова діагностика, електродіагностика потребують спеціального обладнання, у більшості випадків – анестезії, і мало придатні для дослідження дітей.

1.3. Поляризаційно-оптичний метод дослідження анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів

Поляризаційно-оптичний метод дослідження стану ЕОМ заснований на властивості оптичної анізотропії, яку має рогівка живого ока. Під час проходження поляризованого світла через поверхню анізотропного середовища спостерігається явище подвійного променезаломлення, яке полягає у формуванні двох промінів – звичайного та незвичайного, які утворюють ІК [196, 204, 207, 200, 234]. Ця ІК відображує анізотропні властивості досліджуваної речовини або тканини. Під час дослідження оптично анізотропних середовищ в поляризованому білому світлі на них спостерігаються яскраво забарвлені ІК у вигляді кольорових смуг, форма яких залежить від характеру анізотропії. Всі точки середовища, в котрих величина напружень однакова, однаково забарвлені. Геометричне місце таких точок називається ізохромою. Темні смуги, що перетинають ІК, називаються

ізоклінами. Аналізуючи форму ізохром і ізоклін, можна отримувати інформацію про характер оптичної анізотропії досліджуваної тканини [8, 34, 91, 157, 167, 196, 204, 207, 306, 334].

Оптична анізотропія рогівки має складний характер, що зумовлене власною анізотропією колагенових волокон та особливостями їх розташування у тканині рогівки [232, 242, 312-314, 321]. Окрім того, рогівка має складну геометричну форму у вигляді еліпсоїдного або сферичного сегменту, товщина якого змінюється від центра до периферії, що також впливає на її поляризаційно-оптичні властивості. На рогівку ока оказують механічний вплив внутрішньоочний тиск (ВОТ) та дія прямих ЕОМ. Ці впливи призводять до появи ефекту фотопружності, яка призводить до зміни власної анізотропії рогівки та форми ІК, що спостерігається на ній у поляризованому світлі. Особливості оптичної анізотропії, зумовленої властивостями колагену, геометрична форма рогівки та механічні впливи на неї з боку ВОТ та ЕОМ призводять до формування специфічної за формою ІК [232, 242, 313, 321].

Перші дослідження оптичної анізотропії рогівки ока були проведені ще в дев'ятнадцятому столітті [234, 306, 322, 323], а більш детальне вивчення її поляризаційно-оптичних властивостей здійснювалося в двадцятому столітті [162, 242, 246, 249, 260, 294, 299, 302, 304, 307, 311].

Ф. Зандман [334] провів вивчення ІК, які спостерігаються на рогівці живого ока, і вказав на можливість використання їх для діагностики. Їм було доведено, що фотопружні властивості рогівки ока залежать від механічних впливів на неї та суттєво змінюються за умов різних патологічних процесів. Автором було проведено вивчення ІК у різних осіб і показано, що всі здорові люди мають подібні за формою картини, а у хворих – вони істотно розрізняються. Зандман був за освітою фізиком, тому він не встановив природу відмінностей ІК і яким чином їх можна використовувати для діагностики. Пізніше рогівку в поляризованому світлі досліджувало багато дослідників [33, 41, 44, 45, 62, 88, 99, 100, 101, 132, 147, 150, 184, 223, 224, 244, 245, 286, 309].

Таким чином, оптична анізотропія рогівки ока складається з двох частин:

статичної та динамічної [100, 103, 334]. Статична анізотропія обумовлена структурою рогівкового колагену і взаєморозташуванням його волокон в тканини рогівки, а також формою самої рогівки. Динамічна анізотропія пов'язана з рівнем ВОР і анатомо-функціональним станом ЕОМ (тобто має фотопружну природу) [268, 270, 271, 277, 292, 305, 309, 310, 325].

Під час освітлення рогівки живого ока поляризованим білим світлом на ній спостерігається специфічна ІК, яка представляє собою фігуру в формі ромба, кути якого спираються на горизонтальний і вертикальний діаметри ока, утворену райдужними смугами, розташовану по периферії рогівки. Форма ІК східна з ромбом зумовлена дією ЕОМ, що розтягують рогівку [99, 100, 244, 334]. Фігура інтерференційного ромбу пересічена темним хрестом, розташованим вздовж горизонтального і вертикального меридіанів ока [242, 244, 294, 310, 312-314]. Під час експериментального дослідження рогівки трупного ока за відсутності дії ЕОМ у поляризованому світлі було встановлено, що ІК має вигляд концентричних кілець, які розташовані по її периферії. Дія ЕОМ вносить найбільш суттєвий внесок у формування ІК саме в вигляді ромба. Ці м'язи, утримуючи очне яблуко у певному положенні, завжди знаходяться у тонусі [1, 38, 41, 43, 88, 89, 130, 150]. Численні дослідження форми ІК в нормі та за патології ЕОМ дозволили виявити їх особливості та розробити об'єктивні безконтактні методи діагностики [43, 62, 88, 143, 144].

Так, встановлено, що ослаблення зусилля з боку одного з м'язів призводить до округлення відповідного їй кута інтерференційного ромба і зменшення довжини відповідного їй відрізка його діагоналі. Під час збільшення м'язового зусилля відбувається витягування відповідного кута ромба і збільшення довжини відрізка діагоналі [100, 150]. Зсув місця прикріплення м'яза уздовж лінії її дії еквівалентний зміні зусилля, а зміщення в сторону від лінії дії призводить до зміщення у відповідну сторону кута ромба [99].

Під час зміни тонусу ЕОМ, обумовленою конвергенцією, в процесі напруженої зорової праці на близькій відстані, яка виконується тривалий час, форма інтерференційного ромба також змінюється, причому ці зміни подібні до

тих, котрі спостерігаються під час зміни тону ЕОМ за косоокості [38, 44, 45, 100, 102, 103, 108, 148].

Виходячи з виду ІК в нормі і за патології ЕОМ були вивчені наступні параметри ізохром: забарвлення смуг, ширина смуг, геометричні розміри смуг (периметр, розміри діагоналей і відрізків діагоналей) [33, 40, 41, 43, 88, 99, 110]. Всі вимірювання параметрів проводилися за ізохромою першого порядку (найтемнішою на зображенні ІК), яка розташована найближче до геометричного центру рогівки [150]. В результаті аналізу вимірних параметрів, порівняння їх значень в нормі і за патології було встановлено, що найбільш підходящими за інформативністю є відрізки діагоналей інтерференційного ромбу. Однак цих параметрів достатньо для описання ІК лише нормальних очей (без патології м'язового апарату), або за умоов суто функціональних порушень м'язового балансу. Довжини відрізків діагоналей пов'язані з тономом відповідних ЕОМ. Чим більше відрізок, тим більше зусилля з боку відповідного м'яза, чим менше – тим відповідно слабкіше дія м'яза [33, 100, 103, 143-145, 148]. Наближення місця прикріплення м'язу до лімба еквівалентно збільшенню сили його дії, віддалення – зменшенню. Цією властивістю користуються під час хірургічного лікування косоокості, коли виконують рецесії ЕОМ для зміни сили їх дії [1, 7, 10, 12, 13, 74, 77]. Також ці закономірності зміни відрізків діагоналей ромба в залежності від стану ЕОМ були перевірені експериментально, а також підтверджені під час дослідження ІК очей хворих на косоокість, у яких не було виявлено зміщення місць прикріплення ЕОМ до склери [33, 99, 143-145, 148].

Якщо немає аномалій прикріплення м'язів до склери, то довжин чотирьох відрізків діагоналей інтерференційного ромбу досить, так як вони гарно описують як гіпер-, так і гіпофункцію відповідної ЕОМ, або ті випадки, коли має місце зміщення місця прикріплення ЕОМ до склери по відношенню до лімба вздовж лінії дії м'язів. Якщо ж має місце зміщення м'яза в бік від відповідних меридіанів, то інформації про величину відрізків діагоналей інтерференційного ромба недостатньо для опису всієї картини. Тому було

запропоновано визначати ще кути між відрізками, що з'єднують геометричний центр рогівки і кути інтерференційної фігури [41, 43, 88, 103, 110]. У нормі, як показали дослідження, кути між цими відрізками близькі до 90 градусів, а за аномалій прикріплення вони змінюються від 70 до 110 градусів.

Таким чином, використання поляризаційно-оптичного методу дозволяє візуалізувати картину внутрішніх напружень в рогівці ока, розподіл яких пов'язаний занато-функціональним станом ЕОМ. Аналіз форми ІК і визначення їх геометричних параметрів дозволяє визначити місце прикріплення м'язів до склери і стан м'язового балансу, що, в свою чергу, дозволяє визначити тактику лікування хворих на косоокість з урахуванням даних інших клінічних обстежень.

1.4. Моделювання напружено-деформованого стану ока

Вирішення багатьох завдань офтальмології в теперішній час виконується з використанням математичних моделей ока та його окремих структур, наприклад, рогівки, різних оболонок, кришталика, ЕОМ, а також різних впливів на око та його структури з позицій біомеханіки [6, 15-18, 24-26, 48, 53, 54, 97, 254, 260]. Необхідність в моделюванні у офтальмології обумовлена складністю будови ока та його додаткового апарату, а також неможливістю отримання необхідної інформації експериментальним шляхом [180, 206, 289].

Запропоновано модель склеральної оболонки ока, яка з позицій біомеханіки вважалася трансферально-ізотропною та з її використанням встановлено, що дія ВОТ мало впливає на зміни передньо-задньої вісі ока [53, 54, 57]. Модель має вигляд системи диференціальних рівнянь, які враховують різні співвідношення модулів пружності тканин оболонок ока. На основі моделювання показано, що загальна картина деформації оболонки ока під впливом збільшення ВОТ відповідає стану міопії, якщо співвідношення модулів пружності перевищує одиницю, в іншому випадку – стану гіперметропії.

Завдання теорії оболонок можуть бути адаптовані для дослідження

напружено-деформованого стану ока під час хірургічних операцій з лікування відшарування сітківки [133, 135]. Біомеханічне моделювання напружено-деформованого стану ока в умовах екстрасклеральних методів лікування дозволяє визначити ризики можливих інтраопераційних та післяопераційних ускладнень, оцінити ефективність застосування імплантатів з різними механічними та геометричними характеристиками.

Так, під час виконання хірургічних втручань по усуненню відшарування сітківки важливими питаннями є врахування особливостей напружено-деформованого стану оболонки ока, спряженості склери з рогівкою, взаємодії оболонки з пломбою або стрічкою, зовнішніми тканинами, внутрішньоочною середою тощо [135]. Всі ці питання запропоновано вирішувати шляхом моделювання операцій по усуненню відшарування сітківки, таких як циркляж та локальне пломбування шляхом дослідження нелінійних фізичних властивостей склеральної тканини [23].

Запропоновано чисельне моделювання процесу вимірювання ВОР за допомогою оптичного аналізатору [208]. Рогівка та склера розглядаються як симетричні відносно осі оболонки обертання, що деформуються, та жорстко закріплені по краях. Простір між сповнено рідиною, що не стискується. Для опису напружено-деформованого стану рогівки і склери використовується нелінійна теорія оболонок. Розрахунок оптичної системи проводиться на основі уявлень геометричній оптики. Авторами шляхом моделювання отримано залежності між тиском в струмені повітря і площею поверхні рогівки, з якої відбите світло потрапляє в фотоприймач. Показано, що під час впливу на рогівку струменем повітря спочатку світло відбивається від центру рогівки, але потім воно відбивається вже тільки від периферії. Результати розрахунків дозволять більш правильно інтерпретувати дані вимірювань ВОР.

Розроблено математичну модель напруженого стану фіброзної оболонки ока людини, побудовану на основі гіпотез Кірхгофа-Лява, класичних праць по лінійної теорії тонких оболонок і морфологічних особливостях очного яблука, яка дозволяє виявити закономірності зміни оптичних властивостей рогівки ока

в залежності від впливу медико-біологічних факторів [47, 214].

Особливістю хірургічних втручань при косоокості є те, що під час операції хірург може побачити лише один-два м'язи, значно рідше – більше. Обмеження у виконанні великих розрізів кон'юнктиви пов'язані з запобіганням значного травмування ока та порушення його трофіки. Виходом з цього положення є різні види моделювання, починаючи з натурних моделей ока та закінчуючи сучасними математичними моделями, побудованими з використанням інтелектуальних методів.

В теперішній час з'явилося багато моделей, призначених для вирішення не тільки теоретичних, але й практичних задач описання стану та особливостей дії ЕОМ. Біомеханічну модель руху ока пацієнтів з косоокістю, розроблену з метою вивчення особливостей ЕОМ, було засновано на явищі оптокінетичного ністагму [51, 193-195]. Модель дозволяє кількісно оцінити параметри косоокості, що виконується з використанням диференціальних рівнянь. Розроблені авторами рівняння описують закон пружного зсуву очного яблука, містять нелінійний член, який характеризує асиметрію пружних властивостей м'язів. Для опису зміни координати центру ваги очного яблука в часі за відсутності косоокості автором використовується диференціальне рівняння, яке описує закон Гука. З метою описання системи при косоокості у праву частину розроблених рівнянь додано член, який враховує асиметрію пружних властивостей системи за умов її руху відносно положення рівноваги. Дана модель дозволяє побічно оцінити стан окорухової системи, але мало придатна для опису анатомо-функціонального стану окремих м'язів.

Запропоновано новий метод побудови непараметричної динамічної моделі окорухового апарату людини з урахуванням його інерційних і нелінійних властивостей на підставі даних експерименту «вхід-вихід» [202]. Використання технології відстеження поведінки зіниці за допомогою відеореєстрації дозволило визначати динамічні характеристики ока за даними спостережень «вхід-вихід». На основі експериментальних даних із застосуванням обчислювальних алгоритмів і програмних засобів оброблення даних отримана

непараметрична динамічна модель системи руху ока людини. На думку авторів традиційні сфери впровадження запропонованих рішень – медична, зокрема офтальмологічна, діагностика та корекція зорових функцій, побудова інтерфейсів в інформаційних системах, керування складними технічними об'єктами, процес фізичного тренування спортсменів. Доведено, що більшість систем, заснованих на технології eye-tracking потребують нових методів описання очорухового апарату людини. Для його описання моделювання автори запропонували використання найбільш універсальних у теперішній час нелінійних непараметричних динамічних моделей Вольтера. Запропонований підхід до моделювання дозволяє врахувати індивідуальні особливості людини, але не придатне для вирішення завдань визначення патології ЕОМ.

Для побудови повної динамічної моделі очорухового апарату було запропоновано спочатку збудувати статичну модель, а потім в неї ввести елементи динаміки [182]. Автором враховано залежності між силами напруження кожної з шести ЕОМ та кутом відхилення напрямку погляду ока. Отримана модель дозволяє описати функціонування ЕОМ у загальному вигляді. Дана модель містить нелінійну статичну характеристику екстремального характеру, тобто її можна розглядати як модель екстремальної системи. Однак для практичного використання в офтальмології дана модель мало придатна та має суто теоретичне значення та дозволяє проаналізувати рухи очей під час появи зорового стимулу.

Для моделювання напружено-деформованого стану ока традиційно використовується теорія тонких оболонок [15, 18, 24-26, 159, 203]. Під час вирішення таких задач ступінь відповідності побудованої моделі реальному об'єкту визначається виходячи з завдань моделювання. Експериментальне визначення механічних властивостей тканин ока дозволяє удосконалити методи розрахунку напружено-деформованого стану оболонки ока за різних навантажень [5, 67-71, 121, 131, 166, 185, 191, 192, 211-214, 279]. Цьому сприяє розвиток методів прижиттєвої оцінки біомеханічних показників стану оболонки ока, що дозволяє впроваджувати результати модельних розрахунків в

клінічну практику [92, 98, 121, 173, 174, 185, 211-213].

Для більш точного моделювання напружено-деформованого стану оболонки ока, на думку ряду авторів, потрібно використовувати нелінійну динаміку багат шарових анізотропних оболонок [16, 195]. Більша точність моделей ока за умов врахування крайових ефектів, які виникають під час сполучення склери з рогівкою, взаємодію оболонки із зовнішніми тканинами і внутрішньоочним середовищем, а також під впливом припливу і відтоку внутрішньоочної рідини [256]. Особлива роль належить точному визначенню геометрії оболонок і їх механічних властивостей.

У зв'язку з недостатньою вивченістю біомеханіки ока деякі автори пропонують використовувати найпростішу модель – ізотропну пружну тонкостенну сферичну оболонку постійної товщини [16, 24, 198]. На думку авторів, застосування лінійної теорії для розрахунку оболонки, незважаючи на відносно велику похибку для товстих оболонок і оболонок середньої товщини, також є виправданим, оскільки лінійна теорія дозволяє отримати замкнутий аналітичне рішення, зручне для подальшого аналізу.

При необхідності одержання кількісних показників (кількості та глибини надрізів рогівки за кератотомії, або напрямку і величини зміщення місця прикріплення ЕОМ під час хірургічному лікуванні косоокості), необхідно з високою точністю визначити біомеханічні параметри ока [5, 67-71, 97, 200, 201, 211-214, 217]. З іншого боку, побудова будь-якої моделі виконується за наявності певної кількості припущень та спрощень. Якщо автор досить «вільно» робить такі припущення та спрощення, отримані у результаті моделювання результати можуть не відповідати реальному об'єкту, що може призвести до помилкових дій під час хірургічних втручань[50, 96].

Біомеханічне моделювання призначене не тільки для отримання кількісних характеристик об'єктів вивчення, а і для їх якісного описання. Існують роботи, в яких вивчається саме якісний стан об'єктів. Наприклад, розподіл внутрішніх напружень в оболонці ока, взаємозв'язки між кров'яним тиском і станом ВОТ, появи мікродеформацій в задньому полюсі ока в наслідок прогресування міопії

[46].

Вперше асимптотична модель на основі теорії тонких оболонок для визначення розподілу напружень в рогівці ока була використана М. О. Пеньковим, Г. М. Алтухером та М. Л. Кочиною [148]. Метою досліджень не було визначення конкретних значень величини напружень в рогівці, що потребувало знання багатьох параметрів ока та відповідних констант, а розподіл напружень та форма ліній рівних напружень (ізохром). Побудована модель дозволила побудувати картини розподілу напружень у рогівці при нормальному рівні ВОР та дії прямих ЕОМ, які було розташовано на однаковій відстані від лімба [148]. Авторами не було враховано особливості анатомії ЕОМ та їх різні зусилля.

Пізніше М. Л. Кочина вирішила завдання визначення наявності залежності геометричних параметрів розрахункових ІК від величини та місця докладання зусиль ЕОМ. Моделювання було спрямоване на підтвердження наявності такої залежності [101] та обумовлене необхідністю вирішення завдань класифікації патології ЕОМ за ІК очей хворих на косоокість [108-110]. Автором було отримано результати, які підтвердили наявність залежності форми ІК від стану ЕОМ, описано нормальну картину розподілу напружень та деякі варіанти ІК при патології. Однак результати цього моделювання не були використані в клінічній практиці.

Побудові моделей пов'язаних сферичних оболонок з метою оцінювання впливу ВОР на їх напружено-деформований стан присвячена значна кількість робіт [16, 19-21, 24, 109, 122, 123] Автори не тільки вивчали вплив ВОР, але й оцінювали запас міцності рогівки після рефракційних операцій, вивчали деформації анізотропної решітчастої пластинки диска зорового нерва [64, 162], особливості напружено-деформованого стану оболонок ока після різних зовнішніх впливів [204, 205, 235, 259]. Під час вирішення поставлених завдань застосовувалися різні методи. Так, аналітичні співвідношення, використані в деяких роботах, засновані на асимптотичних методах, а також різних двовимірних теоріях пластин і оболонок [22, 229, 230].

У теперішній час перспективним для дослідження напружено – деформованих станів ока вважається використання програмної системи кінцево-елементного аналізу ANSYS [60, 122, 123, 225]. Використання системи дозволяє провести дослідження напружено-деформованого стану ока, яке має вигляд двох сполучених по колу сферичних сегментів, що перебувають під дією нормального БОТ. Отримані за таких умов рішення дають змогу розв’язати такі офтальмологічні завдання: оцінювання напружено-деформованого стану зовнішньої оболонки ока, яка складається зі склери і рогівки, визначення деформованого стану склери та решітчастої пластинки диска зорового нерва.

Отримані авторами рішення описують напружено-деформований стан корнеосклеральної оболонки ока з достатньою точністю. Аналогічні результати отримані за чисельного моделювання в пакеті прикладних програм ANSYS. З застосуванням пакету проводилися розрахунки за різних параметрах моделі (варіювалися товщина, модулі пружності оболонок і рівні БОТ). Результати наведених робіт підтвердили ефективність використання пакету ANSYS для чисельного моделювання та дослідження напружено-деформованого стану ока та його елементів [60, 122, 123, 225].

Для оцінювання впливу патології ЕОМ на розподіл напружень у рогівці ока, його побудови та ідентифікації ІК хворих на косоокість запропоновано модель напружено-деформованого стану рогівки ока, розроблену з використанням прикладного пакету ANSYS [110]. Авторами розроблено кінцево-елементну модель рогівки ока за її середніми розмірами та побудовано зображення розподілу напружень у ній за нормальної дії ЕОМ та при їх патології. Але в моделі не були враховані реальні градієнти товщини рогівки, що може суттєво впливати на розподіл напружень у ній. Також не описано всі можливі варіанти дислокації місця прикріплення ЕОМ до склери. Авторами доведена перспективність використання такого підходу для побудови картин розподілу внутрішніх напружень при косоокості [110]. Даний підхід до описання напружено-деформованого стану оболонки ока найбільш близький до того, який використаний в даній дисертаційній роботі.

Аналіз сучасної літератури щодо можливостей використання моделей напружено-деформованого стану ока для вирішення клінічних завдань офтальмології показав їх перспективність. Сумісне використання теорії тонких оболонок з чисельними методами моделювання дозволяє не тільки дослідити розподіл напружень в оболонках ока, але й отримати їх чисельні значення напружень в окремих точках.

1.5. Сучасний стан розробки моделей для прогнозування розвитку патології в офтальмології

Інформатизація охорони здоров'я є сучасною тенденцією усього світу [241, 329]. В багатьох напрямках медицини впроваджуються інформаційні системи, за допомоги яких вирішуються завдання оброблення значних обсягів інформації, її систематизації, створення аналітичних оглядів, прогнозування перебігу та результату захворювань, підтримки прийняття рішень лікаря тощо [178]. Найбільш сучасним напрямом використання інформаційних систем у медицині є підтримка прийняття рішень лікарем у складних клінічних ситуаціях. Оскільки прийняття рішень в медицині безпосередньо пов'язане зі здоров'ям і життям людини, тому отримані за допомогою СППР рішення повинні бути максимально достовірними [82, 124, 238, 317].

Обробити велику кількість інформації в умовах обмеження часу та виявити певні закономірності перебігу та результату захворювання лікарю-клініцисту часто буває важко. Справитися з цим може допомогти сучасна обчислювальна техніка з відповідним програмним забезпеченням.

Таким чином, необхідність у використанні автоматизованих систем підтримки прийняття рішень (СППР) лікарем зумовлена потребами у обробленні великих масивів клінічної інформації в умовах браку часу, особливостями надання спеціалізованої допомоги хворим, які мешкають на відстані від медичних центрів, необхідністю моніторингу стану пацієнтів з хронічними захворюваннями тощо [287].

СППР – це комп'ютерні системи, які шляхом збору та аналізу великої

кількості інформації можуть ефективно впливати на процеси прийняття рішень. Забезпечення комп'ютерної підтримки прийняття рішень в сучасній медицині є важливим, що пов'язано зі збільшенням інформаційного навантаження на лікаря, а також розвитком можливостей комп'ютерних технологій. Наприклад, у хірургії прийнятті медичних рішень відбувається у багатьох випадках в умовах дефіциту часу та високої динаміки перебігу захворювання. Окрім того, ціна лікарської помилки може бути дуже високою[128].

Зазвичай СППР складається з комп'ютеризованих процедур, до яких належать збір, оброблення, аналіз медичної інформації з використанням за потреби математичного моделювання, вироблення альтернатив та обґрунтування вибору найбільш оптимального методу діагностики або лікування [81, 280]. Особливо велику роль СППР відіграють в експериментальній та клінічній хірургії для виконання наступних функцій: диференційна діагностика і вибір лікування; оцінка ефективності рішень незалежно від виразності клінічних проявів хвороби; облік фонових станів (супутніх захворювань); аналіз динаміки патологічного процесу; оцінка стану хворого в режимі реального часу. В цілому, комп'ютерні медичні системи дозволяють лікарю не тільки перевірити власні прогнози і діагностичні припущення, а й використовувати штучний інтелект в складних клінічних випадках [128].

Останнім часом значне поширення в офтальмології набули СППР лікаря [296]. Це пов'язане зі стрімким впровадженням сучасних діагностичних та лікувальних технологій саме у практику офтальмології [303]. Експоненціальне зростання даних про особливості та перебіг таких соціально важливих захворювань як катаракта, глаукома, діабетична ретинопатія, увеїт та інші утруднює засвоєння фахівцями усієї нової інформації у реальному часі. За наявними прогнозами кількість хворих з очними проявами діабету до 2020 року становитиме 420 мільйонів, хворих на глаукому – 80 мільйонів та на вікову дегенерацію макули – 196 мільйонів [319]. Зростаюча потреба у високоякісних та ефективних офтальмологічних послугах та оптимізація витрат на них

постійно зростає, а висока вартість лікарської помилки потребує створення інтелектуальних СППР лікаря щодо надання офтальмологічної допомоги [272, 278, 293, 326].

Поява нових методів візуалізації значно збільшила кількість цифрових даних, що характеризують стан офтальмологічних хворих, проведення аналізу яких у ручному режимі стало складним завданням. Впровадження комп'ютерних систем оброблення інформації та СППР дозволяє отримати більш точний клінічний діагноз, що дасть змогу покращити результати лікування [272].

Інтересне вирішення проблеми врахування структурованих демографічних даних, неструктурованих текстових анотацій та результатів оброблення клінічних зображень, отриманих методами оптичної когерентної томографії, біомікроскопії та лазерної офтальмоскопії було запропоновано J. N. Galveia із співавторами на основі аналізу результатів лікування 2348 хворих, яким було проведено інтравітреальне введення препаратів. Авторами було запропоновано нову модель прогнозу ефективності лікування, засновану на класифікаторах випадкового лісу (RandomForrest) [262], що на думку авторів було виконано вперше, оскільки вони розробили технологію інтеграції клінічної текстової, онтологічної та образної інформації для прогнозування клінічних випадків в офтальмології.

Найбільш розвиненим напрямом використання СППР лікаря є прогнозування ризику діабетичної ретинопатії, а також оцінювання стану хворих на неї. З метою визначення стану сітківки та моніторингу її змін у хворих на діабетичну ретинопатію запропоновано СППР лікаря, розроблену на базі смартфона, оснащеного додатковою лінзою. Спеціалізований програмний застосунок, встановлюваний на персональний комп'ютер лікаря, містить тестові зображення сітківки у нормі та за патології. Для інтелектуального аналізу інформації щодо стану сітківки конкретного хворого використано нейронні мережі [233, 300].

В теперішній час первинна діагностика діабетичної ретинопатії (ДР)

потребує участі офтальмолога та використання спеціалізованого обладнання. Запропонована авторами СППР базується на аналізі демографічних та лабораторних даних та дозволяє сформувати групу ризику на появу ДР з високою точністю [298]. Авторами запропоновано декілька прогнозних моделей та розробили нову технологію створення ансамблю моделей, який має «запас міцності» у порівнянні з окремими моделями. Автори визначили, що наявність діабетичної невропатії та певні рівні креатиніну, сечовини та глюкози у крові, а також гематокриту є важливими предикторами розвитку ДР. Використання запропонованої СППР дозволить вирішити питання щорічного скринінгу хворих на цукровий діабет щодо ризиків розвитку ДР [298].

Основною метою розробок у області мобільної охорони здоров'я та мобільних застосунків є забезпечення доступу лікарів загальної практики до ресурсів за вузькими напрямками [248] Запропоновані в теперішній час підходи дозволяють отримати доступ до великої кількості спеціалізованої інформації за допомогою СППР. Авторами підкреслена особлива актуальність таких систем для офтальмології, коли хворим надають допомогу не офтальмологи, а лікарі загальної практики. Автори, на основі аналізу літературних джерел з 2000 року по теперішній час, встановили, що більшість мобільних застосунків, які використовуються в клінічній практиці, призначено для дослідження патології заднього полюсу ока, зокрема ДР [248].

З метою оцінювання результатів протимікробної фотодинамічної терапії було запропоновано СППР, в якій використано модель вітреальної порожнини, що враховує індивідуальні розміри ока людини, а також метод аналізу флуоресцентних ангиограм на основі рівня флуоресценції. Алгоритм роботи СППР включає розрахунок параметрів вітреальної порожнини і флуоресцентних ангиограм очного дна та дозволяє, визначити рівень досягнутого ефекту та необхідність додаткових лікувальних заходів [123].

В результаті використання хмарного офтальмологічного сервісу (HospitalEyeServices) [274], який дозволяє на основі аналізу зображень сітківки, що отримують оптометристи, було показано, що не всі хворі потребують

висококваліфікованої офтальмологічної допомоги. Необхідність звернення хворого за спеціалізованою допомогою до офтальмологу виявлена у 34% осіб, які звернулися до оптометристів, у 14% випадків була потрібна ургентна офтальмологічна допомога, у 52% випадків було визначено, що пацієнтам не потрібна консультація офтальмолога. Перші результати використання хмарного офтальмологічного сервісу у Великобританії підтвердили його ефективність щодо оптимізації медичної допомоги та зниження витрат на неї. Фактично хмарна офтальмологічна платформа виконує роль СППР щодо необхідності подальшого супроводу хворого офтальмологом та терміновості надання офтальмологічної допомоги у ургентних випадках [274].

Розроблено мобільну СППР (OphthalDSS) для діагностики захворювань переднього відрізка ока зокрема встановлення причини виникнення червоних очей [281]. Мобільний застосунок OphthalDSS містить навчальний посібник для студентів-медиків та систему підтримки клінічних рішень для фахівців первинної медичної допомоги щодо 30-ти найбільш поширених захворювань переднього відрізка очей. Він призначений для полегшення діагностики найбільш поширених офтальмологічних захворювань червоних очей, які є найчастішими причинами візиту до лікаря. Окрім того, може бути використаний студентами для поглиблення знань за професією [281].

Як було показано раніше, в теперішній час проблема діагностики та лікування косоокості залишається актуальною, оскільки кількість осіб з даною патологією не зменшується. З метою підвищення точності діагностики косоокості запропоновано автоматизовану телемедичну систему, принцип дії якої заснований на аналізі зображень ока з використанням процедур його сегментації. Подальше оброблення інформації виконується з використанням нейронних мереж, які було спеціально навчено. За допомогою цих мереж класифікують зображення та виділяють нормальні та з відхиленнями. Телемедична система дозволяє прийняти рішення щодо наявності або відсутності косоокості, що слугує першим етапом скринінгу з використанням телемедичних технологій [282].

Запропоновано автоматизовану систему визначення наявності косоокості на основі тесту з прикриванням ока, яка працює з використанням інфрачервоної цифрової видеоз'ємки [328]. Оброблення записаних зображень виконується у шість етапів: виділення області ока; визначення границі райдужки; визначення ключового кадру; локалізація зіниці; розрахунок величини відхилення та прийняття рішення щодо наявності або відсутності косоокості. В якості навчальної вибірки для СППР були використані зображення очей хворих на косоокість та здорових осіб. Точність роботи запропонованої системи за горизонтальної косоокості становить 91%, вертикальної – 86% [328].

Для визначення наявності косоокості та вимірювання кутів відхилення очей авторами запропоновано автоматизовану систему, яка заснована на тесті з прикриттям ока [330]. Для вимірювання кутів відхилення очей в системі використовуються призми, розташовані у спеціальних світлозахисних окулярах. Авторами доведено ефективність використання автоматизованої системи у хворих на косоокість старше 3-ох років [330].

Розроблено та впроваджено в лікувальну практику клінік «Ясний зір» СППР лікаря щодо лікування косоокості «STRABO», яка використовує математичну модель для розрахунку індивідуалізованого хірургічного лікування збіжної неакомодаційної косоокості [301]. У СППР лікаря щодо визначення кількості необхідних етапів хірургічного втручання та його обсягу використовуються такі показники: 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 ЕОМ, лише визначається величина загального кута відхилення ока, який може бути отриманий за різних комбінацій анатомо-функціональної патології ЕОМ. Автори вказують на можливість використання технології лише за горизонтальної (збіжної) косоокості та виконанні операції рецесії – резекції (складки), оскільки у моделі, яку вони наводять для приклада відсутні інші види косоокості [9].

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 визначення необхідного об'єму хірургічного втручання при косоокості було використано біомеханічну модель руху очних яблук SEE- KID та оцінено її ефективність [35, 36]. Для моделювання у комп'ютерну програму, яка реалізує біомеханічну модель, було внесено дані лише про кут відхилення ока. У результаті хірургічного втручання за рекомендаціями моделі у 50,9% випадків було отримано позитивний результат, в інших – було отримано залишкові кути (5-10), серед них гіперфект був у 41,5% випадків та гіпоефект – у 8 % випадків. Таким чином, 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 разом з традиційними методами передопераційної діагностики патології ЕОМ [35, 36].

Метою авторів системи автоматизованого аналізу двовимірного зображення очних яблук в діагностичних положеннях погляду була оцінка рухливості окорухових м'язів у хворих на співдружню та неспівдружню косоокість з вертикальним компонентом [161]. 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. На основі аналізу результатів проведених досліджень було виділено три ступеня порушення функцій косих м'язів, що у 67-80% випадків співпало з результатами використання стандартних методів. Таким чином, авторами було запропоновано автоматизовану систему визначення патології косих м'язів, які дозволяє підтримати рішення лікаря щодо причин косоокості та особливостей її лікування у конкретного хворого [161].

Підсумовуючі вищевикладене можна зробити висновок, що впровадження у клінічну практику лікаря математичних моделей дозволяє у багатьох випадках підвищити ефективність діагностики, лікування та диспансерного нагляду за хворими, зокрема з офтальмологічними захворюваннями.

Резюме до розділу 1

Значна поширеність косоокості в дитячому віці і у дорослих людей, а також провідна роль екстраокулярних м'язів в його виникненні підтверджують актуальність завдань розроблення сучасних об'єктивних методів оцінювання їх анатомо-функціонального стану.

Більшість сучасних методів дослідження екстраокулярних м'язів не дозволяють об'єктивно оцінити їх анатомо-функціональний стан і визначити тактику лікування косоокості в кожному конкретному випадку. Об'єктивні методи, такі як термометрія, томографія, ультразвукова діагностика, електродіагностика потребують спеціального обладнання і мало придатні для масових досліджень дітей.

Перспективним для визначення анатомо-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. Метод дає змогу візуалізувати картину розподілу внутрішніх напружень в рогівці ока, залежного від анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів, що дозволяє визначити місце прикріплення м'язів до склери і стан м'язового балансу.

Аналіз сучасних підходів до моделювання напружено-деформованих станів ока дозволив виявити найбільш перспективні, до яких відноситься теорія тонких оболонок і кінцево-елементний аналіз.

Математичні моделі у останній час використовуються у багатьох напрямках медицини, у тому числі і в офтальмології, що дозволяє у короткий час отримати та обробити значні обсяги клінічної інформації, прогнозувати результати лікування, обирати найбільш оптимальну тактику хірургічних втручань.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Дизайн дослідження

Дослідження було виконано на кафедрі очних хвороб Харківської медичної академії післядипломної освіти, на базі відділення №1 мікрохірургії ока (дитяче відділення) КЗОЗ «Харківська міська клінічна лікарня №14 ім. професора Л. Л. Гіршмана» і на базі Міжнародного медичного центру «Офтальміка» (м. Харків).

Всі дослідження проведені з дотриманням основних біоетичних норм та вимог Хельсінської декларації, прийнятої Генеральною асамблеєю Всесвітньої медичної асоціації, Конвенції Ради Європи про права людини та біомедицину (1977), відповідного положення ВООЗ, Міжнародної ради медичних наукових товариств, Міжнародного кодексу медичної етики (1983) та Наказу МОЗ України №690 від 23.09.2009 року. Дотримання морально-біоетичних норм під час проведення досліджень засвідчила комісія з біоетики Харківської медичної академії післядипломної освіти (протокол №5 від 12.11.2019 року).

Дослідження розпочинали після отримання інформованої згоди одного з батьків дитини на участь в клінічному обстеженні з дотриманням положень з конвенції ООН про права дитини. Відповідно до мети та завдань дисертаційної роботи та Протоколу лікування косоокості у дітей (Наказ МОЗ №8 від 10.01.2005 року) в ході виконання дослідження були використані наступні методи дослідження: клініко-анамнестичні: огляд, збір скарг та анамнезу; офтальмологічні: візометрія, біомікроскопія, авторефрактометрія, офтальмоскопія, скіаскопія, визначення кута косоокості за Гіршбергом, визначення характеру зору, визначення типу косоокості за тестом з прикриттям ока, визначення стану екстраокулярних м'язів методом оцінювання рухливості очей у восьми напрямках погляду.

Всім дітям, що брали участь у дослідженні було проведено дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока у поляризованому світлі, результати якого зафіксовано у електронній базі даних (БД).

Всі отримані результати досліджень були занесені в «Карту хворого», яку було спеціально розроблено для даної роботи. Верифікацію діагнозу та діагностику косоокості проводили згідно наказу МОЗ України №8 від 10.01.2005 року «Протокол лікування косоокості у дітей». Клінічна класифікація косоокості проводилася відповідно МКХ-10 (H.50.4).

В ході дослідження використовувалися наступні критерії відбору.

Критерії **включення** пацієнтів у дослідження:

- пацієнти зі співдружною косоокістю (основна група) у віці від 4 років до 18 років;
- пацієнти без патології зорової системи (група порівняння) у віці від 4 років до 18 років;
- наявність інформованої згоди одного з батьків пацієнта на участь в клінічному обстеженні дитини дослідником в рамках дослідження;
- відсутність підтверджених хронічних захворювань;
- здатність пацієнта до адекватної співпраці в процесі дослідження.

Критерії **не включення** пацієнтів у дослідження:

- паралітична та атипові форми косоокості;
- вік пацієнтів менший 4 роки або більший 18 років;
- наявність супутніх системних захворювань (ендокринологічних, аутоімунних, неврологічних, тощо);
- неспроможність пацієнта дотримуватися вимог дослідження і проходити процедури дослідження;
- наявність психічних захворювань та розладів, що заважатимуть пацієнтові розумінню умов участі в дослідженні.

Критерії **виключення** пацієнтів із дослідження:

- відмова пацієнтів (представника пацієнта / батьків) проходити певні етапи діагностичних досліджень або недотримання термінів проходження досліджень.

2.2. Клінічна характеристика досліджуваних груп пацієнтів

У дослідженні взяли участь 148 дітей та підлітків, що увійшли в основну групу, які лікувалися з приводу косоокості у 2016-2018 роках у КЗОЗ «Харківська міська клінічна лікарня ім. професора Л. Л. Гіршмана» та у Міжнародному медичному центрі «Офтальміка». Для визначення особливостей ІК у нормі у дослідженні взяли участь 20 дітей (40 очей) без патології зорової системи, які склали групу порівняння. Для перевірки розробленої комп'ютерної моделі для прогнозування розвитку співдружної косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів було використано 44 ІК дітей у віці 9-12 років та 25 ІК хворих на співдружну косоокість.

Розподіл пацієнтів основної групи за статтю та віком наведено у таблиці 2.1. Хворих чоловічої статі було 65 (44±4,1)%, жіночої – 83 (56±4,1)%.

Таблиця 2.1

Розподіл пацієнтів основної групи за віком та статтю (%), n=148

Вік, роки	Стать		Всього, (n=148)
	Чоловіча, (n=65)	Жіноча, (n=83)	
4-6	32 (49±6,2)	40 (48±5,5)	72 (49±4,1)
7-10	17 (26±5,4)	14 (17±4,1)	31 (21±3,8)
11-13	4 (6,0±2,9)	8 (10±3,3)	12 (8,0±2,2)
14-16	3 (5,0±2,7)	8 (10±3,3)	11 (7,0±2,1)
17-18	9 (14±4,3)	13 (15±3,9)	22 (15±2,9)

У всій групі хворих відсоток хворих, віднесених до кожної з вікових груп, розраховувався відносно всієї кількості хворих, а у гендерних групах – відносно загальної кількості осіб певної статі.

За даними таблиці 2.1 можна зазначити, що вірогідна більшість хворих на косоокість була у вікових групах 4-6 років ($\chi^2=19,5$; $p=0,0000$) та 7-10 років ($\chi^2=96,6$; $p=0,0000$). Достовірних відмінностей у вікових групах у частоті трапляння хворих чоловічої та жіночої статі не виявлено.

Верифікацію діагнозу співдружня косоокість проводили на основі анамнестичних даних, результатів загального та інструментального офтальмологічного обстеження згідно наказу МОЗ України №8 від 10.01.2005 року №827 від 08.12.2015 року.

Під час первинного огляду пацієнти обстежувались за схемою: збір скарг та анамнезу; зовнішній огляд; візометрія (без корекції і в умовах оптичної корекції); авторефрактометрія; скіаскопічне дослідження з визначенням ступеня аметропії та наявності астигматизму; визначення характеру зору визначення кута косоокості за Гіршбергом та стану екстраокулярних м'язів шляхом використання методу оцінювання рухливості очей у восьми напрямках погляду.

В результаті рефрактометрії та скіаскопії було встановлено, що у пацієнтів основної групи гіперметропію слабого ступеня мали 71 ($48 \pm 4,1$)% осіб, середнього – 41 ($28 \pm 3,7$)%, високого – 11 ($7,4 \pm 2,1$)%. Еметропічна рефракція була у 20 ($13,5 \pm 2,9$)% обстежених, у більшості старшого віку, міопічна – у 4 ($3,1 \pm 0,4$)%. Таким чином, вірогідна ($\chi^2=78,05$; $F=0,000000$) більшість обстежених пацієнтів мала гіперметропію слабого та середнього ступеня.

Складний гіперметропічний астигматизм спостерігався у 16 ($11 \pm 2,6$)% пацієнтів. Монолатеральна косоокість спостерігалася у 120 ($55 \pm 4,1$)% випадках, альтернуюча – у 66 ($45 \pm 4,1$)% випадках. Збіжна косоокість була у 72 ($81 \pm 3,2$)% осіб, розбіжна – у 28 ($19 \pm 3,2$)%, тобто у вірогідній ($\chi^2=114,38$; $F=0,000000$) більшості випадків у пацієнтів була збіжна косоокість.

Розподіл пацієнтів із співдружньою косоокістю за величиною кутів відхилення ока наведено в таблиці 2.2. У всіх 148 пацієнтів визначався загальний кут косоокості. У разі монолатеральної – кут відхилення одного ока, у разі альтернуючої – обох очей. Оскільки кути співпадають, у таблиці 2.2 загальна кількість кутів косоокості дорівнює кількості обстежених хворих.

За даними таблиці 2.2 можна зазначити, що у вірогідної ($\chi^2 = 26,67$; $F=0,000000$) більшості пацієнтів спостерігалися кути косоокості 5^0 - 15^0 за Гіршбергом, на другому місці за кількістю знаходилися кути 20^0 - 25^0 , які

спостерігалися у 34% пацієнтів. Більші кути косоокості спостерігалися достатньо рідко – у 21% осіб.

Таблиця 2.2

**Розподіл пацієнтів основної групи
за значеннями кута косоокості (%), n=148**

Вік, роки	Стать	Кути косоокості за Гіршбергом, ⁰						
		до 15	20	25	30	35	40	45 та більше
0-3, n=17	чол	1	0	1	0	1	0	4
	жін	0	2	2	2	1	0	3
4-6, n=55	чол	10	5	5	2	1	0	2
	жін	16	4	5	2	2	0	1
7-10, n=31	чол	6	5	5	0	0	1	0
	жін	9	0	1	1	2	0	1
11-13, n=12	чол	1	1	1	0	1	0	0
	жін	3	2	2	0	1	0	0
14-16, n=11	чол	2	1	0	0	0	0	0
	жін	5	1	1	1	0	0	0
17-18, n=22	чол	5	1	1	1	1	0	0
	жін	8	3	1	1	0	0	0
Всього, n=148		66 (45±4,1)	25 (17±3,1)	25 (17±3,1)	10 (6,7±2,1)	10 (6,7±2,1)	1 (0,7±0,6)	11 (6,9±2,1)

Серед обстежених монокулярний зір мали 144(97±1,4)% пацієнтів, нестійкий бінокулярний – 3 (2,0±1,2)% та 1 (1,0±0,8)% – одночасний.

Таким чином, вірогідна більшість ($\chi^2 = 270,49$; $F=0,000000$) всіх обстежених пацієнтів мала монокулярний зір. Центральна фіксація була встановлена у всіх обстежених. Всі пацієнти після обстеження та реєстрації ІК були прооперовані. Після операції остаточні кути косоокості у 5⁰- 15⁰ мали 54 (36±3,9)% пацієнтів, тобто у вірогідної ($\chi^2 = 21,62$; $F=0,00005$) більшості пацієнтів вдалося отримати ортотропію (90 хворих).

2.3. Методи клінічних досліджень

Візометрія. Дослідження та визначення гостроти зору проводилось за загальноприйнятою методикою за таблицями Головіна-Сивцева, Орлової або Ландольта, розміщеними в апараті Рота, з відстані у 5 метрів. Дослідження проводили спочатку монокулярно (окремо для кожного ока), потім бінокулярно (без корекції та в умовах оптичної корекції). Гострота зору реєструвалась в одиницях від 0,02 до 1,0.

Рефрактометрія. Під час проведення суб'єктивного методу визначення клінічної рефракції використовували набір офтальмологічних пробних очкових лінз «Біомед» (комплект з 266 лінз) виробництва Jiangsu Yuuyue Medical Equipment & Supply Co., Ltd (КНР), пробну окулярну оправу і таблицю для визначення гостроти зору вдалину.

Об'єктивну рефракцію у пацієнтів визначали за допомогою автокераторефрактометрії на автоматичному кераторефрактометрі HUVITZ, HRK-7000, Auto-Ref/Keratometer (Корея). В умовах зниженої освітленості досліджувалися по черзі обидва ока. Дослідження дозволило визначити величину рефракції ока, наявність загального і рогівкового астигматизму, вимірюного у дптр. Рефракція визначалася для кожного ока триразовим вимірюванням. Реєструвалися середні значення в діоптріях з точністю до – 0,25 дптр.

Також пацієнтам виконувалася скіаскопія на фоні дробової циклоплегії з використанням циклопентолата гідрохлориду (Цикломед) та набору скіаскопічних лінійок.

Визначення кута косоокості за Гіршбергом. Для визначення кута косоокості використовували найзручніший метод Гіршберга, який виконували з використанням дзеркального офтальмоскопа. На рисунку 2.1 наведена схема, за якою за положенням світлового рефлексу на рогівці відносно зіниці визначали кут косоокості.

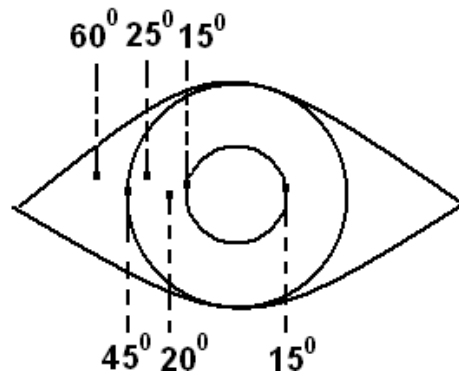


Рис. 2.1. Положення світлового рефлексу на рогівці ока під час визначення кута косоокості за Гіршбергом

Якщо зіниця була завширшки 3,5 мм, положення рефлексу на краю зіниці відповідало куту косоокості 15° , на середині відстані між краєм зіниці і кантом — 30° , на канті — 45° , на склері на відстані 3 мм від канта — 60° .

Тест з прикриттям другого ока використовували для кількісної оцінки неспівпадання напрямку зорових осей очей хворого за умов відповідних поглядів і положень голови [239, 268, 323] та визначення показань для оперативного втручання з приводу косоокості.

Функції екстраокулярних м'язів оцінювали за верзією (бінокулярну рухливість) і дукцією (монокулярну рухливість) та визначали всі ознаки обмеження функції або гіперфункції. Наявність повної абдукції у мовах перевірки монокулярної дукції дозволяла відрізнити дитину з інфантильною або акомодативною езотропією від дитини з паретичною або рестриктивною езотропією або з езотропічним синдромом Дуета [1, 240, 324].

Оцінювання наявності бінокулярного зору виконувалося за допомогою 4-точкового тесту Уорса. Для цього було застосовано чотирьохточковий прилад Кольоротест КТ-1. Методика полягала у наступному: на екрані приладу світилися чотири точки: біла, червона і дві зелені. Обстежуваний дивився через окуляри з червоним склом перед правим оком і зеленим перед лівим. Залежно від того, які відповіді видавав пацієнт, перебуваючи на відстані 5 м, встановлювали наявність або відсутність у нього бінокулярного зору, а також

визначали провідне око. Якщо досліджуваний бачив 4 точки – зір бінокулярний, 5 точок – одночасний, тільки 2 точки (червоні) або 3 точки (зелені) – монокулярний.

Методика дослідження рогівки ока в поляризованому світлі. Для одержання зображення ІК досліджуваного ока було використано установку, структурна схема якої наведена на рисунку 2.2. У порівнянні з пристроями, які використовувалися для отримання зображень ІК раніше [150, 152, 184, 186, 187, 229] розроблена установка була достатньо проста. Спрощення досягнуто завдяки використанню сучасних цифрових пристроїв. На рисунку 2.3 наведено зовнішній вигляд пристрою, виготовленого відповідно схемі (рис. 2.2).



Рис. 2.2. Структурна схема установки для отримання зображень інтерференційних картин

Раніше для отримання ІК на рогівці ока використовувався фотоофтальмоскоп поляризаційний (ФОСП), який дозволяв реєструвати зображення рогівки на фотоплівці, яку потім необхідно було проявляти і друкувати фотографії, або працювати безпосередньо з плівкою за допомогою фотопроектора. Для створення комп'ютерного приладу ФОСП був мало придатний. У розробленому та використаному протягом нашого дослідження пристрої ФОСП замінений ПЗС- камерою, роздільна здатність якої 320x240 пікселів, яка оснащена спеціальним поляризаційно-освітлювальним блоком (ПОБ), який розроблений для цих цілей. ПОБ розташовується на об'єктиві ПЗС- камери і складається з двох частин: освітлювальної – виконаної у

вигляді кільця, на якому розташовано 8 світлодіодів, і поляризаційної, яка складається з двох поляроїдних фільтрів, розташованих в схрещеному положенні (рис. 2.3).



Рис. 2.3. Зовнішній вигляд пристрою для реєстрації інтерференційних картин

Світло від світлодіодів під час проходження через один з поляроїдних фільтрів поляризується і потрапляє на рогівку досліджуваного ока, проходить скрізь неї та відбивається від райдужки. Рогівка, яка є оптично анізотропною, змінює поляризацію світла, що на неї падає. Після відбиття від райдужки світло знову проходить через рогівку, другий поляроїд, що знаходиться безпосередньо на об'єктиві ПЗЗ-камери, і формує зображення ІК рогівки ока на її матриці. Це зображення і надходить для подальшого оброблення у персональний комп'ютер (ПК). Оброблення зображення ІК відбувається у автоматизованому режимі. На першому етапі відбувається його параметризація та визначення інформаційних параметрів ІК, на другому – класифікація ІК та визначення патології ЕОМ. Всі зображення ІК, а також дані про пацієнтів, яким вони належать формують електронну базу дослідження.

На рисунку 2.4 наведено зображення ІК нормального ока (а) та схема ізохром першого порядку з позначеними параметрами ІК (б). На фотографії ІК показано ізохрому першого порядку та ізокліни. На схемі зображено відрізки

діагоналей інтерференційного ромбу (OK, OH, OP, OR) та кути між відрізками діагоналей ($\angle KOP, \angle POH, \angle HOR, \angle ROK$). Ці параметри ІК запропоновано для її описання [100, 103, 110] у випадках, коли більшість кутів інтерференційного ромбу розміщені на відповідних меридіанах. Для інших випадків нами запропоновано додаткові параметри ІК, які будуть описані у відповідних розділах.

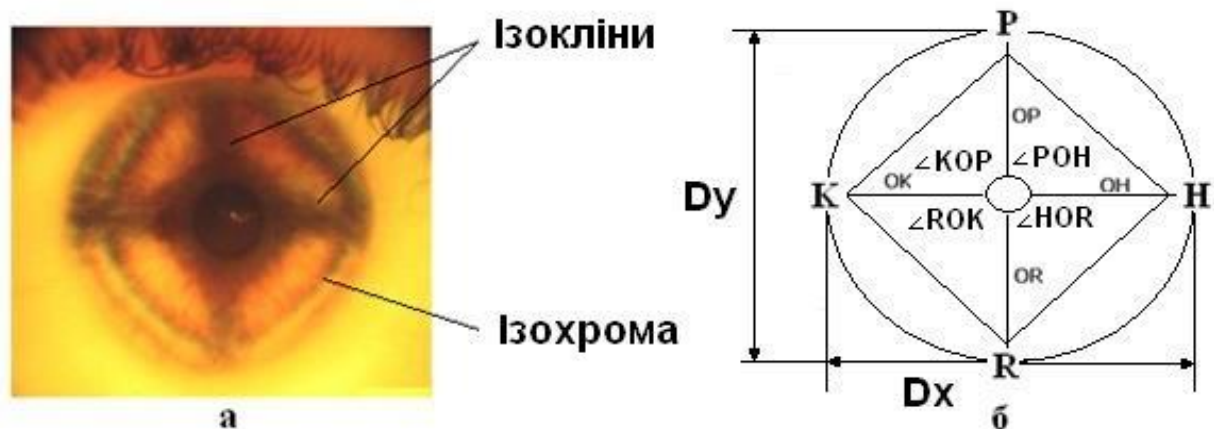


Рис. 2.4. Зображення ІК нормального ока (а), схема ізохром (б)

Для виключення впливу масштабу зображень ІК на значення її параметрів, що унеможливорює порівняння параметрів різних ІК між собою, всі виміряні параметри нормуються на середній діаметр рогівки, який визначається за формулою:

$$R = (Dx + Dy) / 2 \quad (2.1)$$

де Dx – сума діагоналей інтерференційного ромбу ОК та ОН; Dy – сума діагоналей інтерференційного ромбу ОР та ОР.

2.4. Методи моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока

Моделювання та аналіз в деяких областях науки дозволяє уникнути дорогих і тривалих циклів розроблення, виготовлення та випробування експериментальних зразків. В медицині моделювання у багатьох випадках дозволяє уникнути складних хірургічних утручань або тривалих досліджень.

Необхідність побудови ліній рівних напружень в рогівці ока обумовлена

тим фактом, що не всі можливі випадки патології ЕОМ були виявлені нами на практиці. З іншого боку, для розроблення методу оцінювання стану ЕОМ за ІК у різних випадках необхідне створення набору їх еталонів та визначення інтервалів значень їх параметрів, що відповідають різним варіантам структурних, функціональних і анатомо-функціональних порушень екстраокулярних м'язів.

У ході виконання дисертаційного дослідження нами було використано два різних підходи до моделювання напружено-деформованого стану ока, які дозволили побудувати лінії рівних напружень (відповідні ізохромам ІК) та визначити кількісні параметри ІК за різних варіантів патології ЕОМ.

Використання теорії тонких оболонок для розрахунку розподілу напружень в рогівці ока. Для побудови ліній рівних напружень в рогівці ока в залежності від різних варіантів стану ЕОМ була використана модель напружено-деформованого стану ока, розроблена М. Л. Кочиною зі співавторами [100, 103, 110, 143, 150]. На рисунку 2.5 наведена схема сферичної оболонки, до якої прикладені чотири зусилля Q_i з боку прямих ЕОМ. Для моделювання напружень, що виникають у рогівці ока під дією ЕОМ та ВОТ, було зроблено такі припущення, що спрощували розрахунки та побудову ІК:

1. Прийнято, що очне яблуко є тонкою сферичною оболонкою, яка заповнена рідиною. Оболонку ока визначено тонкою, так як відношення товщини її стінки до радіусу кривизни (h/R) величина мала. Оскільки досліджується розподіл внутрішніх напружень тільки в рогівці, то прийнято, що радіус кривизни очного яблука дорівнює середньому радіусу кривизни рогівки (R). Градієнтом напружень за товщиною оболонки, виходячи з умови її тонкощі, нехтуємо.
2. Прийнято, що пружні властивості оболонки у всіх її точках однакові.
3. Прийнято, що оболонка заповнена однорідною рідиною (не враховуємо складну внутрішню будову очного яблука).

4. Під час розрахунків враховуємо тільки градієнт товщини рогівки, іншу частину очного яблука вважаємо однорідної за товщиною.
5. Прийнято, що на рогівку діють тільки зовнішні прямі м'язи. Дія косих м'язів не враховується. Це припущення не спотворює картину розподілу внутрішніх напружень у рогівці, оскільки місця прикріплення косих м'язів знаходяться за екватором ока, а напрям їх дії такий, що не розтягує рогівку, як це роблять прямі м'язи. Зусилля усіх прямих м'язів прикладені к оболонці на однакових відстанях від лімба.

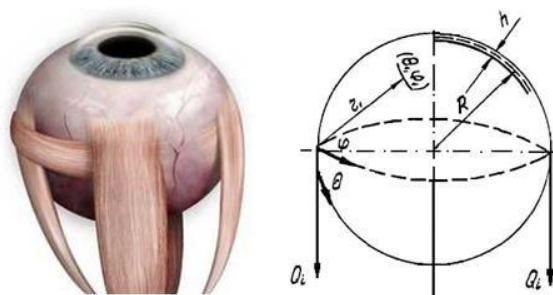


Рис. 2.5 Схеми: очного яблука (а) та сферичної оболонки з позначенням зусиль прямих ЕОМ (б) [143]

Оболонка ока за відсутності дії ЕОМ розтягнута тиском внутрішньоочної рідини, яка за законом Паскаля оказує однаковий тиск на всі точки оболонки. На кожен елемент оболонки діють зусилля, які її розтягують та викликають в ній появу внутрішніх напружень. З біомеханіки відомо, що величина цих напружень обернено пропорційна товщині оболонки. Тобто, чим тонше оболонка, тим більші у ній виникають напруження. Звісно, що товщина рогівки не постійна, а збільшується від центру до периферії. У центрі вона дорівнює у середньому 0,4-0,6 мм, на периферії – до 1 мм. Тому на периферії напруження у рогівці менші, ніж у центрі.

Зусилля з боку кожного з прямих ЕОМ – Q_i (рис. 2.5) спричиняють розтягуючу дію на рогівку і стискають склеру, причому за певних умов (наприклад, за конвергенції) ще й деформують склеру. Використана для розрахунків модель сферичної оболонки розроблена з використанням

сферичних координат: використано кути θ і φ , радіус вектор r , що починається від точки прикладання відповідної сили, R – радіус оболонки. Оскільки за моделлю прямі ЕОМ спричиняють симетричний вплив на оболонку кут θ змінюється від 0 до $\pi/2$, кут φ від 0 до π . Квадрат радіус-вектора r визначається за формулою:

$$r^2 = R^2 (\theta^2 + \sin^2 \theta \varphi^2) \quad (2.2)$$

В ході виконання дисертаційного дослідження для розрахунку напружень у сферичній оболонці нами були використані відомі формули [100, 143]. Запропоновані формули є асимптотичними, вони описують напружений стан оболонки в ділянці точки прикладання сили Q_i . До очного яблука прикладені чотири такі сили, тому результуючі напруги в кожній точці оболонки визначалися як суперпозиція напружень, створюваних кожної силою.

На рисунку 2.6 наведено криві, які ілюструють розподіл еквівалентних напружень ($\sigma_{ек}$) у оболонці, які виникли як наслідок прикладених до оболонки через кожні 90° зусиль відповідних ЕОМ [143]. У даному випадку зусилля прикладені до оболонки на головних меридіанах ока на однаковій відстані від лімбу. Поблизу точки прикладання зусилля м'яза напруження досить великі, але помітно зменшуються з відстанню. Результуючі напруження в оболонці розраховують шляхом складання значень напружень від кожної сили у відповідних точках.

Лінії рівних напружень (ізохром) спостерігаються на тлі райдужки ока, тобто як би спроектовані на площину. Тому було запропоновано розрахункові криві будувати в проекції на площину, що здійснювалося на основі геометричних міркувань [144].

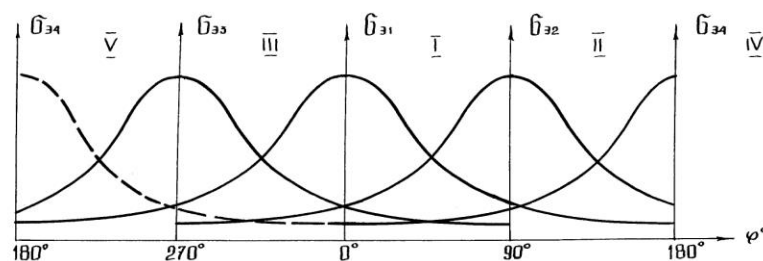


Рис. 2.6. Розподіл напружень, створених зусиллями ЕОМ

Під час побудови моделі та проведення розрахунків було використано значення середніх геометричних параметрів ока. Коефіцієнт Пуассона та модуль Юнга, використані для розрахунків, було визначено експериментально[6, 67-69, 71, 222, 224-226, 245, 278].

У моделі, запропонованій М. Л. Кочиною із співавторами [143], не було враховано реальну геометрію ЕОМ. Під час проведення розрахунків розподілу напружень у рогівці ока нами були враховані анатомічні особливості ЕОМ, які полягають у різних відстанях від лімба місць їх прикріплення до склери, що дозволило удосконалити модель та наблизити результати розрахунків напружено-деформованого стану рогівки ока до експериментальних.

На рисунку 2.7 наведено схему прикріплення ЕОМ до склери [130, 324] та відстані точок прикладання зусиль ЕОМ від лімба.

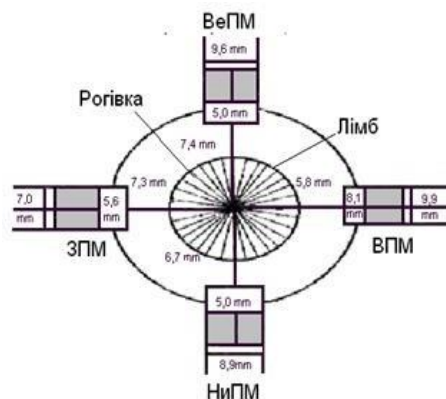


Рис. 2.7. Схема прикріплення прямих ЕОМ до склери за Макхамовою [130].

ВПМ – внутрішній прямий м'яз, ЗПМ - зовнішній прямий м'яз,

ВеПМ – верхній прямий м'яз, НиПМ – нижній прямий м'яз

Використання кінцево-елементного аналізу для моделювання напружено-деформованого стану ока. В останні роки чисельні методи розрахунку напружено-деформованого стану (НДС) на основі програмних комплексів для ПК знаходять все більшого поширення. Великими можливості для таких розрахунків має програмний комплекс ANSYS (продукт фірми ANSYS Inc.), що дозволяє вирішувати крайові задачі практично у всіх

інженерних додатках, таких як: гидромеханіка, коливання, теплопровідність, міцність, специфічні конструкції у вигляді трубних систем [71]. Система працює на основі геометричного ядра Parasolid.

ANSYS – універсальна програмна система кінцево-елементного (КЕ) аналізу, яка має значне розповсюдження в області комп'ютерного інжинірингу (CAE, Computer-Aided Engineering) і КЕ рішення лінійних і нелінійних, стаціонарних і нестаціонарних просторових задач механіки деформованого твердого тіла і механіки конструкцій, завдань механіки рідини і газу, теплопередачі і теплообміну, електродинаміки, акустики, а також механіки зв'язаних полів [60, 76].

У практиці розрахунків використовують як аналітичні, так і чисельні методи. Перші базуються на математичних методах вирішення крайових задач, зазвичай складних і трудомістких, які, найчастіше, обмежені досить простими геометричними формами тіл і схем навантаження.

Чисельні методи, до яких відносяться, зокрема, метод кінцевих різниць, метод граничних інтегральних рівнянь, метод граничних елементів, метод кінцевих елементів і інші методи, навпаки, не обмежені ні формою тіл, ні способом прикладання навантаження. Механічна і математична основа зазначеного програмного комплексу є метод кінцевих елементів – найбільш поширений і досить універсальний метод аналізу напружено-деформованого стану (НДС). В основі будь-якого розрахунку на міцність лежить розрахункова схема, яка включає в себе геометрію конструкції і діючі на неї навантаження (механічні або температурні).

Залежно від кінцевих цілей розрахунку шляхом використання тих чи інших моделей та матеріалів конструкції визначаються напруження і деформації її елементів. В ході створення розрахункової схеми складної конструкції вдаються до деякої ідеалізації її форми, за цих умов ступінь цієї ідеалізації може впливати на вірогідність результатів розрахунку. Теорії пружності і пластичності, пластин і оболонок та інші аналітичні теорії дозволяють вирішувати велику кількість завдань, пов'язаних з дослідженням

напружено-деформованого стану твердих тіл.

Використання систем кінцево-елементного аналізу уможливлює дослідження об'єктів без створення їх матеріального прототипу, шляхом створення адекватної математичної моделі.

Етапами використання КЕ системи є:

1. Імпорт або побудова геометричної моделі.
2. Завдання властивостей матеріалу (щільність, модулі пружності, межа плинності тощо).
3. Побудова сітки кінцевих елементів (автоматичне або з наступним ручним згущенням).
4. Завдання граничних умов (закріплень).
5. Завдання діючих сил (або тисків, температур тощо), що еквівалентно додаванню до вузлів сітки КЕ або до елементів геометричної моделі.
6. Побудова системи лінійних алгебраїчних рівнянь, що визначають зміщення вузлів кожного КЕ під дією навантажень, і її рішення, тобто розрахунок розподілу фізичних величин (деформацій, напружень, температур і т.п.), які вивчаються.
7. Візуалізація результатів (таблиці, графіки, анімація).

На рисунку 2.8 наведено стандартні етапи кінцево-елементного аналізу, які включають: підготовку моделі (препроцесорна обробка), аналіз моделі (процесорна обробка), оцінка результатів (постпроцесорна обробка).

Препроцесор – це комп'ютерна програма, яка приймає дані на вході і видає дані, призначені для входу іншої програми (наприклад, компілятора). Про дані на виході препроцесора кажуть, що вони знаходяться в препроцесірованій формі, придатній для оброблення наступними програмами (компілятор).

В ході математичного опису поведінки моделі робляться додаткові припущення про характер окремих властивостей моделі та її матеріалу. Цим пояснюється, зокрема, існування для однієї і тієї ж фізичної моделі декількох різних математичних моделей. Під час проведення практичних розрахунків

виникає необхідність підміняти реальні тіла деякими ідеалізованими об'єктами — «механічними моделями».



Рис. 2.8. Етапи кінцево-елементного аналізу

Наступним етапом розрахунку є математичний опис поведінки моделі, або побудова математичної моделі. У найзагальніших рисах вона включає в себе вхідні і вихідні дані та математично сформульований оператор переходу від перших до других.

Для чисельного дослідження НДС оболонки ока під дією зосереджених зусиль з боку прямих ЕОМ необхідні було виконати наступні етапи: побудова фізичної моделі, побудова геометричної моделі, побудова математичної моделі, дослідження математичної моделі і аналіз отриманих результатів. За цих умов за результатами аналізу будуються колірні ізолінії та ізоповерхні, що дозволяє проаналізувати вплив дії ЕОМ на їх форму.

Вперше розрахунок розподілу напружень у рогівці ока з використанням ANSYS було проведено за моделлю, розробленою М. Л. Кочиною та В. Г. Калімановим [110], якими було запропоновано суто технічний підхід до дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока. В ході виконання дисертаційного дослідження нами, під час проведення розрахунків, було

враховано всі можливі клінічні варіанти зміщення прямих ЕОМ, а також особливості зміни товщини рогівки від центру до периферії.

Побудова фізичної моделі очного яблука, як і під час використання теорії тонких оболонок, включає в себе ідеалізацію властивостей оболонки і зовнішніх впливів. У загальному випадку реальний об'єкт дослідження, що знаходиться під дією зовнішніх навантажень, може мати багато особливостей, які включають в себе недосконалість форми, неоднорідність структури та властивостей матеріалу, характеристики зовнішнього навантаження тощо. В ході проведення моделювання врахувати всі наявні особливості об'єкта, матеріалу і навантаження неможливо, що може призвести до суттєвих відмінностей об'єкта та моделі. На рисунку 2.9 наведено схему створення кінцево-елементної моделі рогівки ока.

Під час проведення розрахунків з використанням моделі внутрішньоочний тиск дорівнював 20 мм рт. ст., що становить 0,00267 МПа. У нормі зусилля усіх ЕОМ приймалися рівними 0,4 Н, що було запропоновано іншими дослідниками, виходячи з фізичних міркувань [227].

2.5. Статистична обробка результатів дослідження

Для статистичного оброблення цифрових даних було використано пакет прикладних програм STATISTICA 6.0.

З використанням методів описової статистики розраховувалися середні (M), середньо квадратичні відхилення (σ), медіани (Me) і квартилі (25%; 75%).

Для класифікації ІК хворих з різними видами косоокості було використано нечітку логіку (НЛ). Математична теорія нечітких множин (fuzzy sets) і нечітка логіка (fuzzy logic) є узагальненнями класичної теорії множин і класичної формальної логіки. Основною причиною появи нової теорії стало наявність нечітких і наближених міркувань під час опису людиною процесів, систем, об'єктів [329, 330].

Основу НЛ становить здатність людини приймати правильні рішення в умовах неповної і нечіткої інформації [127, 146, 228]. НЛ дозволяє вивчати

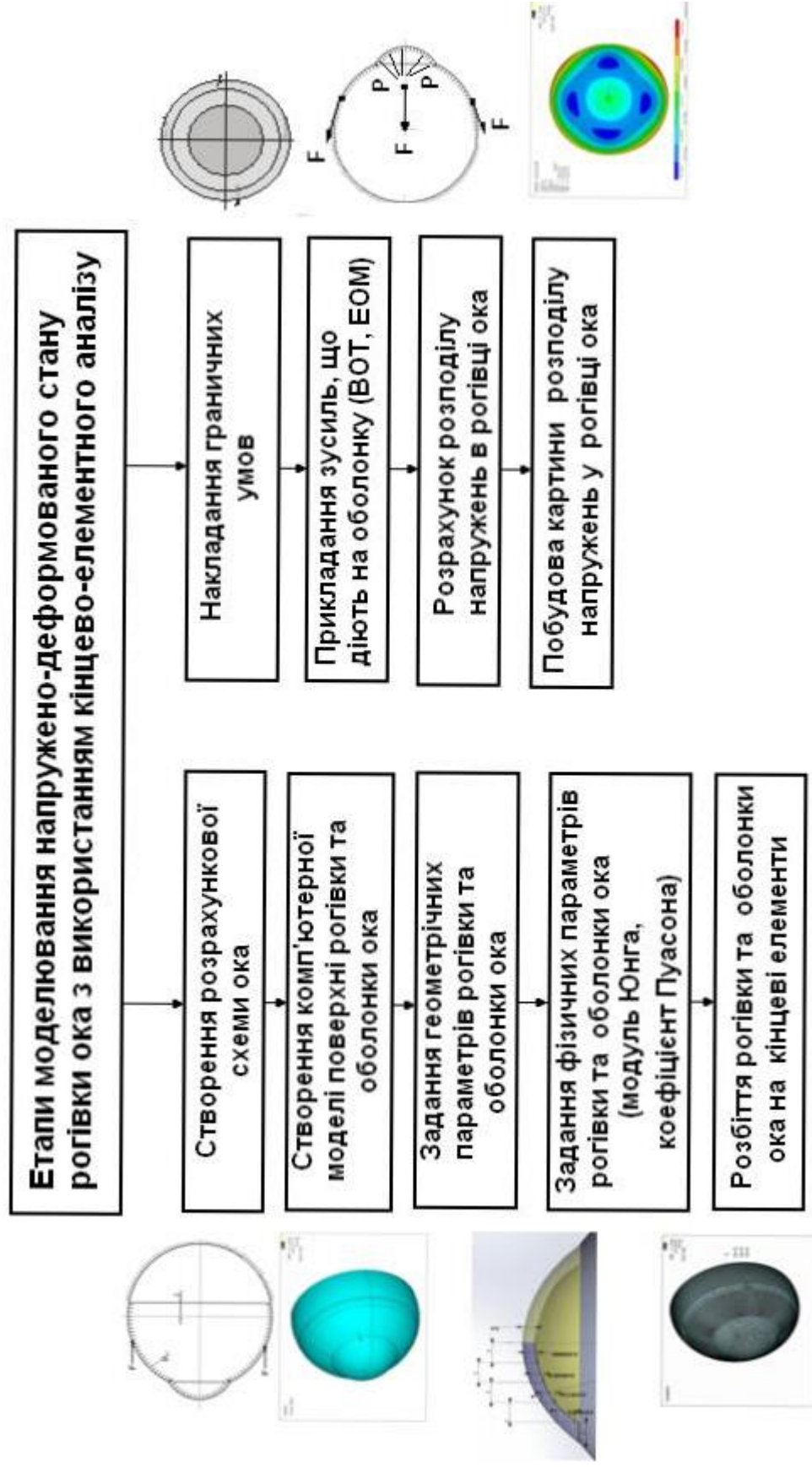


Рис. 2.9. Етапи розроблення та використання кінцево-елементної моделі напружено-деформованого стану рогівки

об'єкти, які належать до множин не чітко, а з функцією приналежності. Функція приналежності в НЛ приймає значення в інтервалі нуль - одиниця, а не тільки 0 (не належить до множини) або 1 (належить до множини). В НЛ виконуються операції над нечіткими множинами та використовується поняття лінгвістичної змінної, у якості якої якою виступають нечіткі множини [85]. Суть поняття нечіткої множини полягає в тому, що конкретні значення числової змінної зазвичай піддаються суб'єктивній оцінці людини, причому результат такої оцінки виражається природною мовою, яка складається з множини слів або словосполук деякої природної мови. Множина допустимих значень лінгвістичної змінної називається терм-множиною. Термом (term) називається будь-який елемент терм-множини. В теорії нечітких множин терм формалізується нечіткою множиною за допомоги функції приналежності. Задані значення змінної словами, без використання чисел, для людини є більш звичними, коли приймається рішення на основі лінгвістичної інформації типу: «дуже висока температура»; «тривала хвороба»; «миттєва смерть»; «дієві ліки» тощо [146, 228]. Поняття лінгвістичної змінної відіграє важливу роль в нечіткому логічному виведенні та в ухваленні рішень, які приймаються на основі наближених міркувань.

Таким чином, предметом НЛ є дослідження суджень в умовах нечіткості, які схожі з судженнями у звичайному сенсі.

Нечіткою базою знань називається сукупність нечітких правил «якщо – то», які визначають взаємозв'язок між входами та виходами об'єкта, що досліджується [85].

Нечітким логічним виведенням (fuzzy logic inference) називається апроксимація залежності між кожною вихідною лінгвістичною змінною та входними лінгвістичними змінними та отримання висновку у вигляді нечіткої множини, з використанням нечіткої бази знань і нечітких операцій [146]. Нечіткі правила можуть бути описані фахівцем на основі особистого досвіду або спостережень, або сформовані з використанням сукупності даних

різними математичними методами.

Кластеризація в інтелектуальному аналізі даних може виступати одним з етапів аналізу та побудови закінченого аналітичного рішення. Аналітику часто легше виділити групи схожих об'єктів, вивчити їх особливості і побудувати для кожної групи окрему модель, ніж створювати одну загальну модель для всіх даних. Кластеризація дозволяє формувати групи об'єктів, найбільш подібних за різними параметрами (показниками, що описують об'єкти, механізмами впливу стану об'єктів на результат та ін.). Всі існуючі методи кластеризації можна розділити на чіткі і нечіткі. В нечітких методах об'єкт належить багатьом кластерам, але з різним ступенем точності, що допомагає працювати з об'єктами на межах кластерів. На практиці широке застосування отримав алгоритм нечітких с-середніх [225, 228]. Однак, для його реалізації необхідно попередньо знати приблизну кількість кластерів.

Фактично різні методи кластеризації відповідають принципу навчання без вчителя. Для синтезу нечітких правил на основі результатів кластеризації кожному кластеру ставиться у відповідність одне нечітке правило виду:

«ЯКЩО $x = x'$, ТО $y = y'$ », де x - вхідне значення параметра, y - вихідне значення параметра, x' , y' - нечіткі терми «БЛИЗЬКО x », «БЛИЗЬКО y » [228, 325].

У нашому дослідженні у якості функції приналежності досліджуваних об'єктів до виділених кластерів було використано функцію Гауса:

$$\mu^t(x) = \begin{cases} e^{\frac{-(x-b)^2}{2c_1^2}}, & x < b \\ 1, & x = b, \\ e^{\frac{-(x-b)^2}{2c_2^2}}, & x > b \end{cases} \quad (2.3)$$

де $\mu^t(x)$ - функція приналежності змінної x до терму t ;

b - параметр функції приналежності, відповідний координаті максимуму (в даному випадку - координата центру кластера);

c - параметр стиснення-розтягування функції приналежності.

Пошук оптимальних параметрів функцій приналежності проводиться за

методом найменших квадратів окремо для лівої і правої гілок її графіка. Координати максимумів функцій приналежності об'єктів до кластерів приймаються рівними центрам отриманих кластерів.

В ході побудови методу класифікації ІК нечітке логічне виведення було зроблено за нечіткою базою Сугено [225, 228, 324]. Використана система нечіткого логічного виведення має структуру, наведену на рисунку 2.10, та містить такі модулі:

- фазифікатор, що перетворює фіксований вектор факторів, що впливають, (x) в вектор нечітких множин x' , необхідних для нечіткого виведення;
- нечітка база знань, яка містить інформацію про залежності y у вигляді лінгвістичних правил <Якщо - то>;

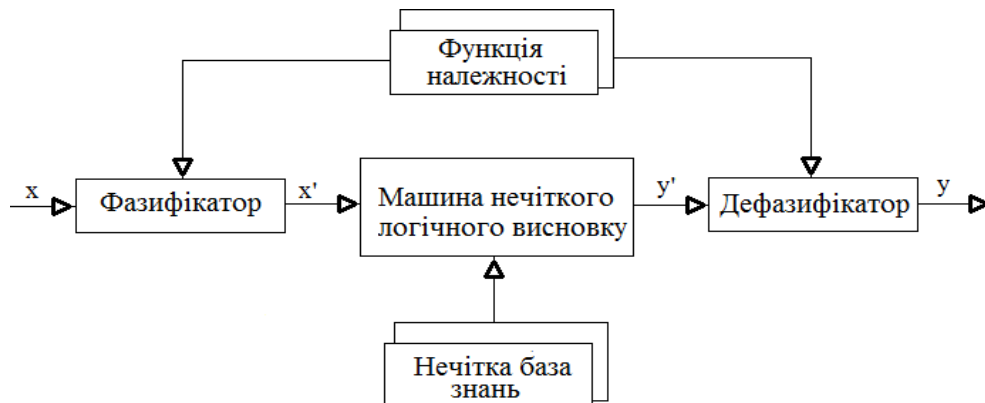


Рис. 2.10. Система нечіткого логічного висновку
(x – вхідні змінні, y – вихідні) [216]

- функції приналежності, які використовуються для подання лінгвістичних термів у вигляді нечітких множин;
- машина нечіткого логічного висновку, яка на основі правил бази знань визначає значення вихідної змінної y у вигляді нечіткої множини y' , відповідної нечітким значенням вхідних змінних (x');
- дефазифікатор, що перетворює вихідну нечітку множину y' в чітке число y .

Кластеризація показників ІК хворих на косоокість проводилася за алгоритмом, запропонованим у роботі [110]. Схема етапів кластеризації та визначення інформативних показників ІК наведена на рисунку 2.11.

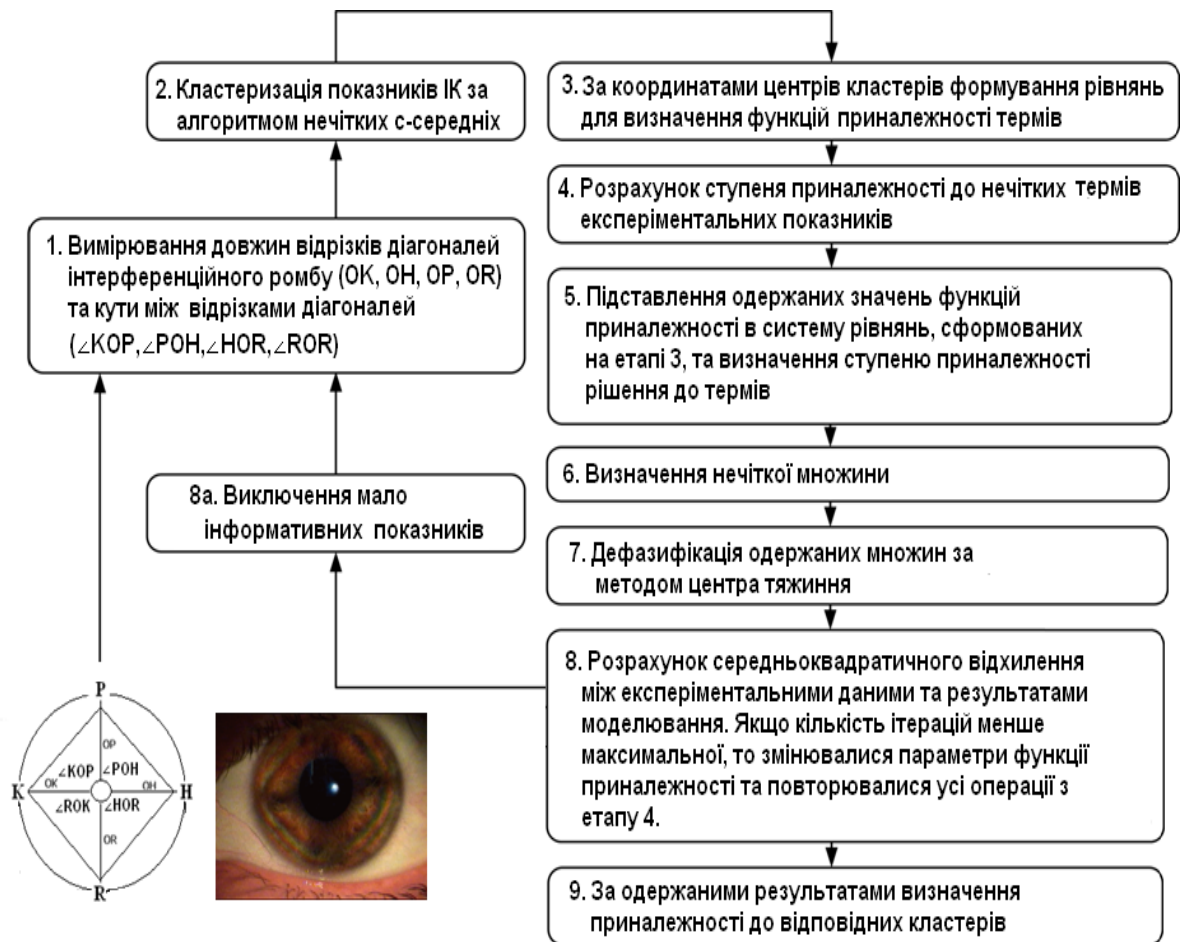


Рис. 2.11. Схема етапів кластеризації параметрів інтерференційних картин та визначення інформативних показників

Після визначення параметрів ІК вони кластеризувалися за алгоритмом нечітких с-середніх. Після визначення координат центрів кластерів формувалися рівняння для визначення функцій приналежності параметрів ІК до відповідного кластеру, за якими проводився розрахунок значень функцій приналежності параметрів кожної ІК. Після відповідних перетворень результатів моделювання з нечітких у чіткі проводилося їх порівняння з експериментальними показниками. Якщо мало місце співпадіння, тобто точність моделі була достатньою (похибка не перевищувала 5%), то вважалося, що модель відповідає експериментальним даним. У іншому

випадку проводилося підстроювання параметрів функції приналежності та повторно виконувалися усі етапи моделювання, починаючи з п.4 (рис.2.11).

Перевірка моделі проводилася на тестовій вибірці, яка складалася з ІК хворих на косоокість, параметри яких не були використані під час розроблення моделі. Також в ході побудови моделі визначалися інформативні показники, за якими проводиться найбільш точна кластеризація. Це здійснювалося під час одержання та налаштування моделі шляхом перебору відповідних параметрів ІК.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ СТАНУ ЕКСТРАОКУЛЯРНИХ М'ЯЗІВ У ХВОРИХ НА СПІВДРУЖНЮ КОСООКІСТЬ ЗА ПОКАЗНИКАМИ ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНИХ КАРТИН

3.1. Показники інтерференційних картин хворих на косоокість

Протягом дослідження було проведено реєстрацію 296 ІК очей. Серед 148 обстежених хворих було 82 – з монолатеральною косоокістю та 66 – з альтернуючою. За монолатеральною косоокістю ІК ока, що відхилялося, мали ознаки порушення симетрії. В той же час, у більшості випадків ІК ока, що не відхилялося, були симетричними, що відповідало нормальному функціонуванню ЕОМ. Тому під час проведення досліджень ІК за монолатеральною косоокістю було враховано лише очі, що відхиляються, всього 82 ока. За альтернуючою косоокістю було враховано ІК 132 очей. Таким чином, всього було досліджено 214 ІК хворих на косоокість.

Згідно аналізу літератури, у багатьох роботах описано форму ІК у нормі, але відсутні кількісні значення, особливо кутів між відрізками діагоналей. У зв'язку з цим для визначення кількісних показників нами було використано ІК 40 очей з нормальним станом ЕОМ.

Під час проведення порівняння ІК правого та лівого ока без патології зорової системи не виявило достовірних відмінностей в їх параметрах, тому усі картини аналізувалися без урахування ока за однією схемою. Відрізок діагоналі ізохромі ОК завжди відповідав внутрішньому прямому м'язу, ОН – зовнішньому, ОР – верхньому, ОР – нижньому (рис. 2.4). Відповідно цьому було позначено і кути між відрізками діагоналей. Таким чином, було проведено аналіз параметрів ІК у нормі та за співдружної косоокості за наведеною схемою.

У всіх обстежених хворих, результати дослідження ІК яких використано для створення математичної моделі діагностики співдружної косоокості з урахуванням анатомо-функціонального стану екстраокулярних м'язів, була горизонтальна косоокість. Суто вертикальна косоокість була лише у одного

хворого, та у одного хворого був виявлений вертикальний компонент за збіжної косоокості. Для одержання вірогідних результатів такої кількості даних недостатньо, тому показники цих хворих не було враховано під час проведення досліджень.

Можливі варіанти зміни форми ІК за вертикальної косоокості, яка може бути викликана різними сполученнями патології ЕОМ, було визначено з використанням моделей напружено-деформованого стану ока [100, 103, 108, 143].

Аналіз отриманих результатів свідчив, що збіжна косоокість була у 120 пацієнтів (167 очей), розбіжна – у 28 (47 очей). Частота трапляння збіжної та розбіжної косоокості у основній групі відповідає розподілам, які спостерігали інші дослідники [236, 239, 257, 258, 261, 263].

За всіма ІК було визначено інформативні параметри – довжини відрізків діагоналей інтерференційного ромбу та кути між ними. Всього було визначено 1712 показників (376 – у хворих з розбіжною косоокістю та 1336 – зі збіжною). Результати розрахунку середніх значень кутів між відрізками діагоналей та співвідношень відрізків горизонтальної (ОК/ ОН) та вертикальної (ОР/ ОР) діагоналей в основній групі та групі порівняння наведено у таблиці 3.1.

За даними табл. 3.1 можна зазначити, що за обома видами косоокості середні співвідношення відрізків горизонтальної та вертикальної діагоналі вірогідно не відрізняються. Значення співвідношень вказують на те, що відрізки відповідної діагоналі відрізнялися у середньому на 10%. Відсутність вірогідних відмінностей у співвідношеннях відрізків діагоналей інтерференційного ромбу може бути пов'язана з тим, що групи не було поділено відповідно причинам виникнення відхилення ока.

Як показали раніше проведені дослідження [100, 103, 110] за збіжної косоокості існує декілька причин відхилення ока, що пов'язані зі станом ЕОМ. Причому однією з визначених причин було порушення балансу дії ЕОМ, що може відбуватися шляхом наближення або віддалення місця

прикріплення м'яза до склери, або посилення/ослаблення його дії. Такі зміни ЕОМ призводять до асиметрії ІК. Коли розраховувалися середні значення відрізків діагоналей для всіх очей хворих з відповідним видом косоокості ознаки асиметрії ІК були втрачені.

Таблиця 3.1

**Значення показників інтерференційних картин
у пацієнтів основної групи та групи порівняння, n=254**

Вид косоокості		Параметри ІК					
		ОК/ ОН	ОР/ ОР	∠КОР	∠РОН	∠НОР	∠РОК
Основна група	Збіжна, n=167	1,1±0,1	1,1±0,2	89,1±7,5* U=8,7; p=0,0000	89,3±8,8* U=-7,0; p=0,0000	93,1±7,5* U=-3,1; p=0,0019	88,4±9,1* U=1,9; p=0,047
	Розбіжна, n=47	1,1±0,1	1,1±0,2	102,2±6,2	78,4±6,6** Z=5,8; p=0,0000	89,7±7,5	90,5±5,7
Група порівняння, n=40		1,1±0,09	1,1±0,07	90±4,1	90±3,2	90±2,7	90±3,0

Примітка: * - відмінності середніх значень показників між групами за збіжної та розбіжної косоокості вірогідні за критерієм Манна-Уїтні, $p < 0,05$;

** - відмінності значень $\angle$ КОР та $\angle$ РОН за розбіжної косоокості вірогідні за критерієм Вілкоксона, $p < 0,05$;

n – кількість очей.

Порівняння відповідних кутів інтерференційного ромбу за збіжної та розбіжної косоокості показало, що всі чотири кути відрізняються вірогідно. Також вірогідно відрізняються $\angle$ КОР та $\angle$ РОН за розбіжної косоокості.

Для отримання більш точних значень параметрів ІК за збіжної та розбіжної косоокості необхідно виділити підгрупи очей з однаковою причиною відхилення.

3.2. Результати моделювання напружено-деформованого стану ока за різних варіантів патології екстраокулярних м'язів з використанням теорії тонких оболонок

Оскільки з використанням поляризованого світла вдається оцінити анатомо-функціональний стан лише прямих ЕОМ, було побудовано моделі тільки для різних випадків саме їх патології. Необхідність у моделюванні напружено-деформованого стану рогівки ока за косоокості зумовлена неможливістю отримання об'єктивної інформації одночасно про стан усіх м'язів ока. Тому було побудовано розрахункові ІК в умовах різних варіантів структурних та функціональних порушень ЕОМ, що дозволило встановити закономірності зміни форми інтерференційного ромба.

3.2.1.Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за умов зміщення прямих ЕОМ вздовж лінії дії

Під час розрахунку були враховані всі можливі зміщення місця прикладання зусиль кожного з чотирьох прямих м'язів уздовж лінії дії ближче і далше від лімбу (навколо нормального розташування). З біомеханічних міркувань наближення місця докладання зусилля м'яза до лімбу уздовж лінії дії рівнозначно збільшенню зусилля, видалення – зменшенню. Такі зміщення місця прикладання зусилля не призводять до поворотів очного яблука, оскільки не змінюють обертаючих моментів. Зазвичай вони можуть бути компенсовані відповідним перерозподілом зусиль інших прямих ЕОМ. Винятком є ситуація, коли м'яз-антагоніст має структурні або функціональні вади (зміщення місця прикріплення від нормального положення, хронічне розтягнення, що викликало часткову атрофію неоформленої волокнистої сполучної тканини в сухожиллі м'яза і зменшення в ньому кількості волокон еластину і ядер фібробцитів [41, 61] та не в змозі забезпечити збереження м'язового балансу.

Розрахунок розподілу напружень в оболонці проводився з припущення, що змінюється тільки місце прикладання зусилля одного з м'язів (кожного з

чотирьох прямих ЕОМ по черзі), величини зусиль всіх ЕОМ була обрана однаковою та становила 0,4 Н, що було визначено з фізичних міркувань.

На рисунку 3.1 наведено розрахункову ізохрому, яка побудована для випадку прикріплення прямих ЕОМ відповідно їх нормального розташуванню (рис. 2.6) та фотографія ІК в умовах нормальної дії ЕОМ.

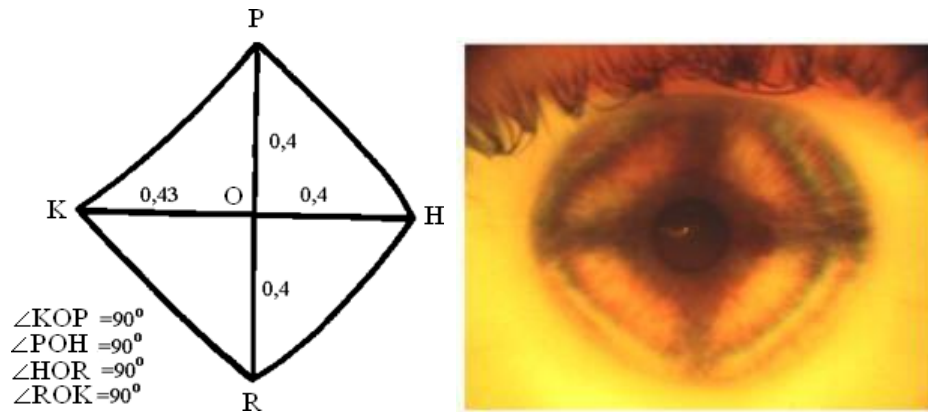


Рис. 3.1. Розрахункова ізохрома, що побудована з врахуванням реального місця прикріплення прямих ЕОМ (норма) та фотографія ока в умовах нормальної дії ЕОМ

Розрахункова ізохрома достатньо симетрична та східна за формою з експериментальною ізохромою ока без патології, що вказує на відповідність моделі реальним умовам.

Для кожного з можливих варіантів зміщення місці прикладання зусиль прямих ЕОМ було побудовано розрахункові ізохромі та визначено їх параметри, які наведено у таблиці 3.2. Для визначення особливостей зміни параметрів інтерференційного ромбу було розраховано співвідношення відрізків його горизонтальної (OK/ OH) та вертикальної (OP/ OR) діагоналей. За даними таблиці 3.2 можна зазначити, що в умовах нормального розташування місця докладання зусиль ЕОМ співвідношення відрізків діагоналей ізохромі та величини кутів між ними вказують на достатню симетрію картини, що відповідає експериментальній ізохромі ока в умовах нормальної дії ЕОМ (рис.3.1).

В умовах наближення місця прикріплення внутрішнього прямого м'яза

(ВПМ) до лімбу відбувається асиметрична зміна форми ізохром, яка проявляється зміною співвідношення ОК/ОН, що свідчить про збільшення відповідного відрізка діагоналі ізохром. Таке збільшення вказує на більше напруження у рогівці в зоні дії ВПМ.

Таблиця 3.2

Значення параметрів розрахункових ізохром

М'яз	Напрямок зміщення	Величина зміщення від норми, мм	Параметри ІК					
			ОК/ОН	ОР/OR	∠КОР	∠ОН	∠НОР	∠РОК
	Норма	0	1,1	1,00	90	90	90	90
ВПМ	До лімбу	1	1,1	1,0	90	88	87	95
		2	1,2	0,93	90	90	85	95
		3	1,3	0,83	90	90	90	90
		4	1,3	0,8	90	90	90	90
	Від лімбу	1	1,00	0,9	90	90	85	95
		2	0,98	0,91	90	90	80	100
		3	0,96	0,93	90	90	75	105
ЗПМ	До лімбу	1	1,00	0,86	90	90	85	95
		2	1,0	0,93	90	90	80	100
		3	1,10	0,90	90	90	75	105
	Від лімбу	1	0,95	1,00	90	85	95	90
		2	0,9	1,00	90	90	85	95
		3	0,87	0,89	90	95	80	95
		4	0,9	1,00	90	85	90	95
ВеПМ	До лімбу	1	1,00	1,00	90	90	85	95
	Від лімбу	1	1,20	1,03	90	90	90	90
		2	0,97	1,00	90	90	88	92
		3	0,91	0,87	90	87	93	90
		4	0,89	Розрив	90	85	95	90
НиПМ	До лімбу	1	0,74	1,02	90	90	80	100
	Від лімбу	1	0,95	1,0	90	90	80	100
		2	1,00	0,93	90	90	80	100
		3	1,00	0,9	90	90	80	100
		4	0,81	0,86	90	95	75	100

У випадку появи аналогічної ІК у хворих на косоокість можна припускати наявність наближення внутрішньої прямого м'яза до лімбу на 2-4 мм проти звичайного положення, а не обов'язково посилення її і ослаблення антагоніста. За умов віддалення ВПМ від нормального положення у іншій бік співвідношення відрізків діагоналі змінюється незначно, але спостерігається

зменшення $\angle \text{HOR}$ та відповідне збільшення $\angle \text{ROK}$, що вказує на зміщення відповідного кута ізохромі вбік зовнішнього прямого м'яза (ЗПМ).

Таким чином, зміщення ВПМ вздовж лінії дії від лімбу викликає трансформацію форми ізохромі та зміщення її кутів від відповідних меридіанів. Вважалося, що таке зміщення свідчить про аномалії прикріплення ЕОМ до склери [41], але отримані у результаті моделювання дані вказують, що для таких висновків необхідно проводити додаткові обстеження хворого на косоокість.

Виходячи з біомеханічних уявлень можна припустити, що збіжна косоокість може виникати, як в умовах значного наближення ВПМ до лімбу, так і у випадку видалення місця прикладання ЗПМ в бік екватора ока. Моделювання дислокації ЗПМ (табл. 3.2) показало, що в умовах значного наближення до лімбу зовнішньої прямого м'яза не спостерігається збільшення асиметрії ізохром, про що свідчать співвідношення відрізків діагоналей. Як і у випадку ВПМ має місце зміна величини кутів між відрізками діагоналей нижнього квадранта, що вказує на зміщення нижнього кута ізохромі у бік ЗПМ. За умов віддалення від лімбу також значної асиметрії ізохромі не спостерігається, лише змінюються кути між відрізками діагоналей. Отримана форма розрахункових ізохром вказує, що зміна місця прикріплення ЗПМ вздовж лінії дії не може бути причиною розбіжної косоокості.

На рисунках 3.2-3.3 наведено розрахункові ізохромі, які відповідають зміщенням ВПМ та ЗПМ від нормального положення у бік лімбу та від нього.

Аналогічні розрахунки були проведені для верхнього прямого м'яза (ВеПМ) та нижнього прямого м'яза (НиПМ) (рис.3.4-3.5).

У випадках верхнього та нижнього прямих м'язів було побудовано не всі варіанти зміщення м'язів, що пов'язане з обмеженнями можливостей моделі на основі теорії тонких оболонок.

Аналіз форми розрахункових ізохром для всіх варіантів зміщення ВеПМ показав, що за умов далекого прикріплення м'яза ізохрома асиметрична. За

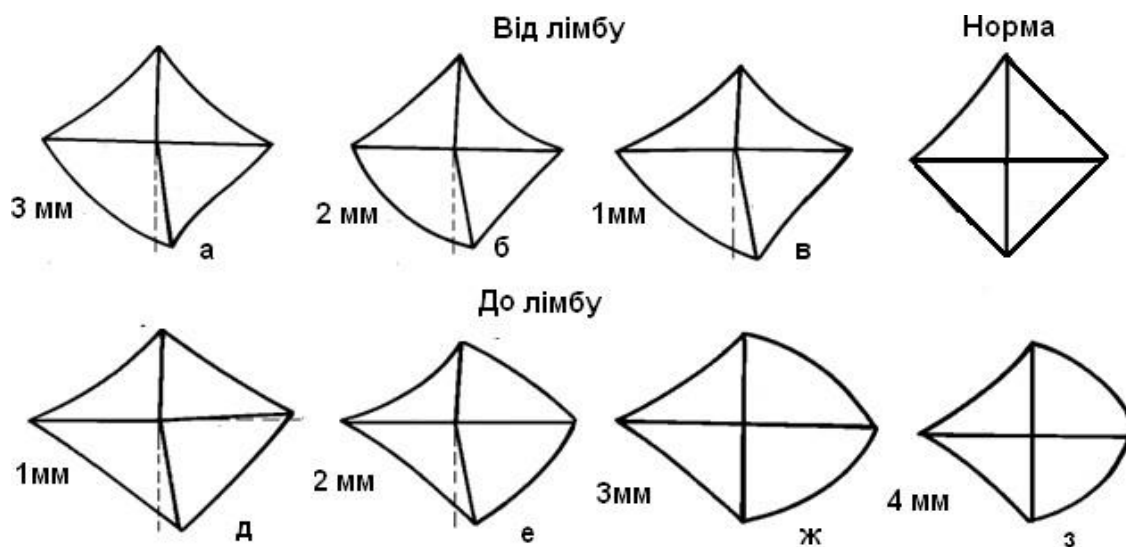


Рис. 3.2 Розрахункові ізохрони для випадків зміщення внутрішнього прямого м'яза вздовж лінії дії від нормального положення від лімбу (а-в) та до лімбу (д-з).

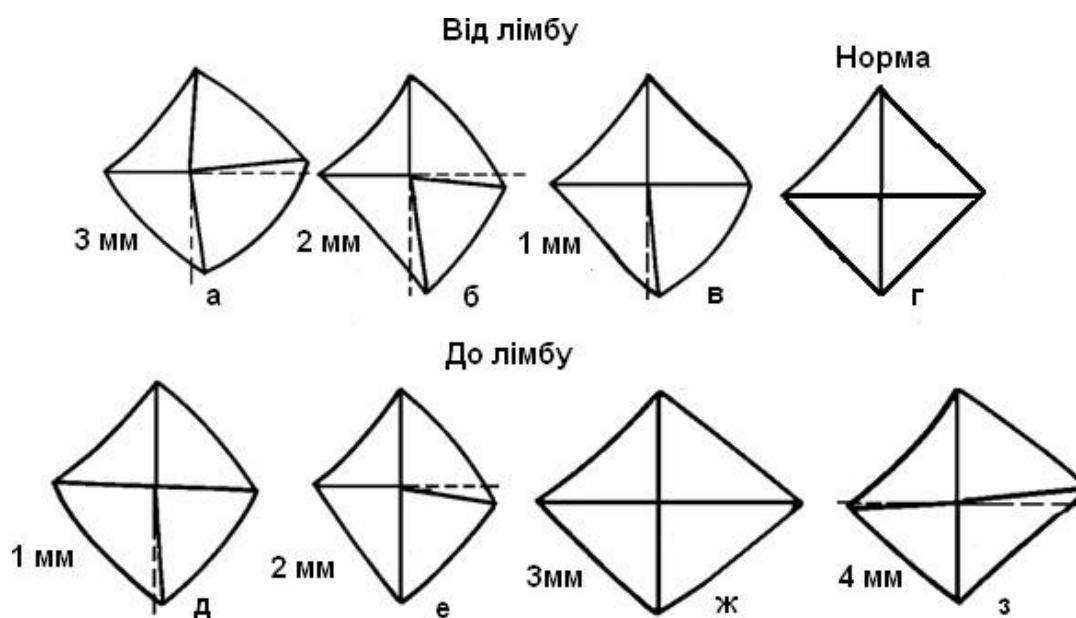


Рис. 3.3. Розрахункові ізохрони для випадків зміщення зовнішнього прямого м'яза вздовж лінії дії від нормального положення від лімбу (а-в) та до лімбу (д-з).

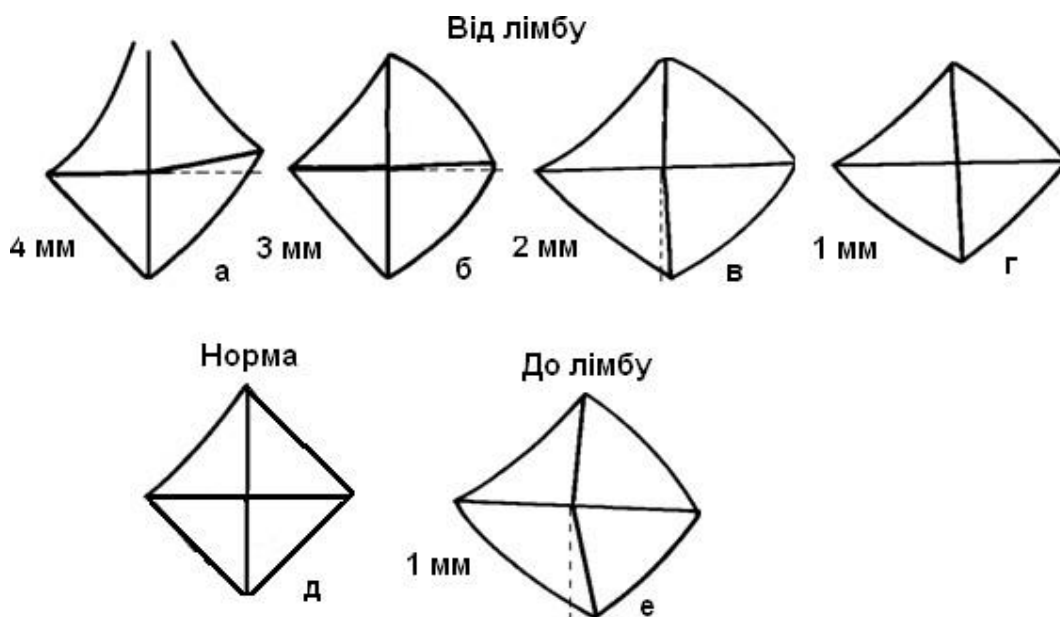


Рис. 3.4. Розрахункові ізохрони для випадків зміщення верхнього прямого м'яза вздовж лінії дії від нормального положення від лімбу (а-г) та до лімбу (е)

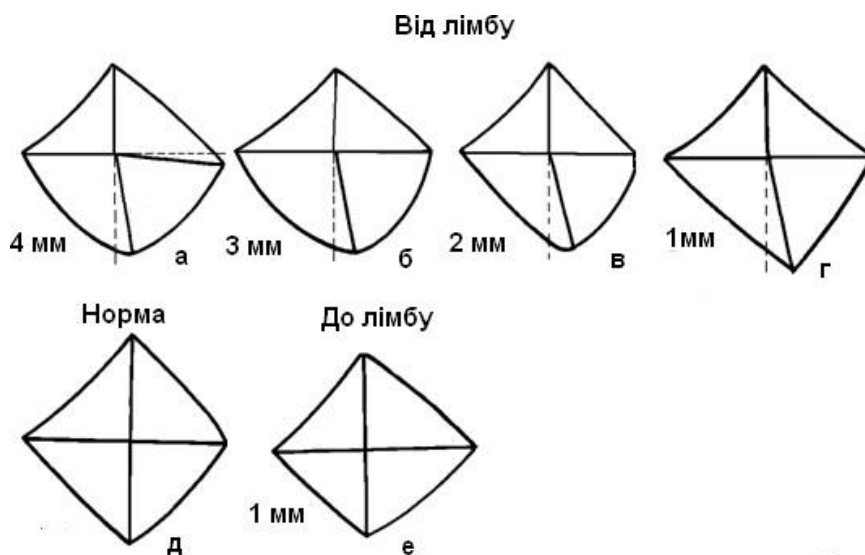


Рис. 3.5. Розрахункові ізохрони для випадків зміщення нижнього прямого м'яза вздовж лінії дії від нормального положення від лімбу (а-г) та до лімбу (е)

Аналіз форми розрахункових ізохром для всіх варіантів зміщення ВеПМ показав, що за умов далекого прикріплення м'яза ізохрома асиметрична. За умов віддалення місця прикріплення верхньої прямого м'яза від лімба (від нормального положення) відбувається витягування верхнього кута ромба і навіть вихід його за межі рогівки. Оскільки на склері ІК не спостерігаються, що пояснюється відсутністю в неї оптичної прозорості, вихід зони рівних напружень за межі рогівки призводить до появи розриву верхнього кута ізохром. За наявності вертикальної косоокості на ІК хворих спостерігалися такі розриви ізохром. Таким чином, за умов наявності розриву відповідного кута ізохром можна говорити за зменшення зусилля з боку ВеПМ, що може відбуватися за рахунок його гіпофункції або віддалення місця прикріплення від лімба.

За умов зміщення НиПМ від лімба від нормального розтушування спостерігається зміна кутів між діагоналями ізохром ($\angle \text{HOR}$ зменшується від 90° до 75° , а $\angle \text{ROK}$ відповідно збільшується до 100°) та збільшення відповідного цьому м'язу відрізка ізохром, про що свідчить зменшення співвідношення OP/OR (табл. 3.1). Віддалення НиМП від лімба призводить до зміщення відповідного кута ізохром від меридіану у бік ЗПМ. Наближення цього м'язу до лімба викликає значну асиметрію відрізків горизонтальної діагоналі. Таким чином, зміщення нижнього кута ізохром у бік ЗПН може бути ознакою наближення місця прикріплення НПМ до лімба.

Оскільки на практиці часто зустрічаються випадки, коли на ІК спостерігається зміщення одного або декількох кутів інтерференційного ромбу в бік від меридіанів описані зміни розрахункових ізохром дають змогу трактувати одержані результати. Інтерференційна картина відображає сумарний розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока та може змінюватися не тільки за рахунок наближення або віддалення місця прикріплення м'яза від нормального положення, а і в результаті суперпозиції напружень у кожній точці. Це може призводити до зміни форми ІК та зміщення кутів ізохром. Зіставлення параметрів розрахункових ізохром з параметрами ІК

хворих на косоокість, яких було прооперовано, підтвердило, що у більшості випадків відповідні параметри співпадають. Це дозволяє використовувати параметри розрахункових ізохром у якості додаткових чинників визначення необхідного обсягу хірургічного утручання.

Таким чином, в результаті аналізу форми розрахункових ізохром з використанням інформативних параметрів (співвідношення відрізків діагоналей та значення кутів між ними) вперше було встановлено, що наближення місця прикладання зусилля м'яза до лімба від нормального положення, а також його віддалення викликають не лише зміну співвідношення відрізків відповідної діагоналі, але й зміщення кутів ізохром від відповідних меридіанів. Розриви верхнього кута ізохром спостерігаються за умов віддалення місця прикріплення верхнього прямого м'яза від нормального положення у бік екватора ока. Одержані результати вказують на те, що визначення причини косоокості з використанням інтерференційних картин повинне включати не тільки аналіз їх форми, але й результати інших досліджень хворого на косоокість.

3.2.2. Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за умов зміщення прямих ЕОМ від лінії дії

Вивчення форми ІК, які спостерігаються за косоокості, показало, що достатньо часто спостерігається зміщення одного або декількох кутів інтерференційного ромбу в бік від відповідних меридіанів ока. Тому виникла потреба у визначенні причин таких змін форми ІК. За результатами обстеження пацієнтів під час хірургічного лікування косоокості зустрічаються різноманітні дислокації місця прикріплення прямих ЕОМ від відповідних меридіанів [1, 14, 33,37-41].

Зміщення місця докладання зусиль одного з прямих ЕОМ в умовах збереження нормального місця прикріплення всіх інших м'язів призводить до перерозподілу напружень у всій рогівці. Моделювання таких станів та побудова розрахункових ІК дозволить припускати можливість м'язових дислокацій за результатами аналізу ІК, а в поєднанні з іншими методами

дослідження хворих за косоокості – визначати обсяг і тактику хірургічного лікування.

Нами було проведено розрахунок напружень у рогівці ока за асимптотичними формулами та побудовано розрахункові ізохром, з використанням яких було визначено відповідні параметри, які наведено у таблиці 3.3. Як і у попередньому розрахунку для виключення масштабу зображень було визначено співвідношення відрізків діагоналей інтерференційного ромбу (OK/ OH та OP/ OR).

Таблиця 3.3

**Значення параметрів розрахункових ізохром за умов зміщення місця
прикріплення м'яза від лінії дії**

М'яз	Напрям Зміщення	Величина зміщення від норми, мм	Параметри ІК					
			OK/ OH	OP/ OR	∠KOP	∠POH	∠HOR	∠ROK
	Норма	0	1,1	1,00	90	90	90	90
ВПМ	До ВеПМ	1	1,1	0,87	70	90	90	110
		2	1,2	0,93	70	85	90	115
		3	1,2	0,9	30	90	90	150
	До НиПМ	1	1,04	1,2	105	90	90	75
		2	0,91	1,3	120	90	90	60
		3	0,91	1,2	150	90	90	30
ЗПМ	До ВеПМ	2	1,04	0,67	90	80	85	105
		4	1,04	0,6	90	80	100	90
		6	1,09	0,92	90	80	100	90
	До НиПМ	2	1	1,4	90	105	75	90
		4	0,96	1,2	90	140	40	90
		6	0,94	1,6	90	150	30	90
ВеПМ	До ВПМ	1	0,96	0,85	80	100	90	90
		2	0,82	0,81	80	100	90	90
		3	Розрив	0,83	60	120	90	90
		4	0,5	0,75	60	120	90	90
	До ЗПМ	1	1,04	0,81	110	75	85	90
		2	1,11	0,89	110	70	90	90
		3	Розрив	0,95	110	70	90	90
		4	Розрив	0,96	130	50	90	90
НиПМ	До ВПМ	2	0,7	1,03	90	90	110	70
		4	0,58	0,86	90	90	115	65
		6	0,42	0,8	90	90	105	75
	До ЗПМ	2	1,1	0,89	100	90	80	90
		4	1,06	0,88	90	90	70	110
		6	1,3	0,76	90	90	80	100

Для ВПМ розрахунок був проведений для двох напрямків зміщення м'язу (у бік ВеПМ та у бік НІПМ) на 1мм, 2мм та 3 мм. Більші зміщення місця прикладання зусилля м'язу призводять до таких спотворень форми розрахункових ізохром, які ніколи на практиці не спостерігаються. На рисунку 3.6 наведено розрахункові ізохром для обох напрямків зміщення точки прикладання зусиль ВПМ. Можна зазначити, що крім зміщення відповідного кута інтерференційного ромба у бік зміщення точки прикладання зусилля м'язу спостерігається деяка зміна довжин відрізків його діагоналей і незначне зміщення інших його кутів від вертикального і горизонтального меридіанів. Змінюються також кути між відрізками діагоналей.

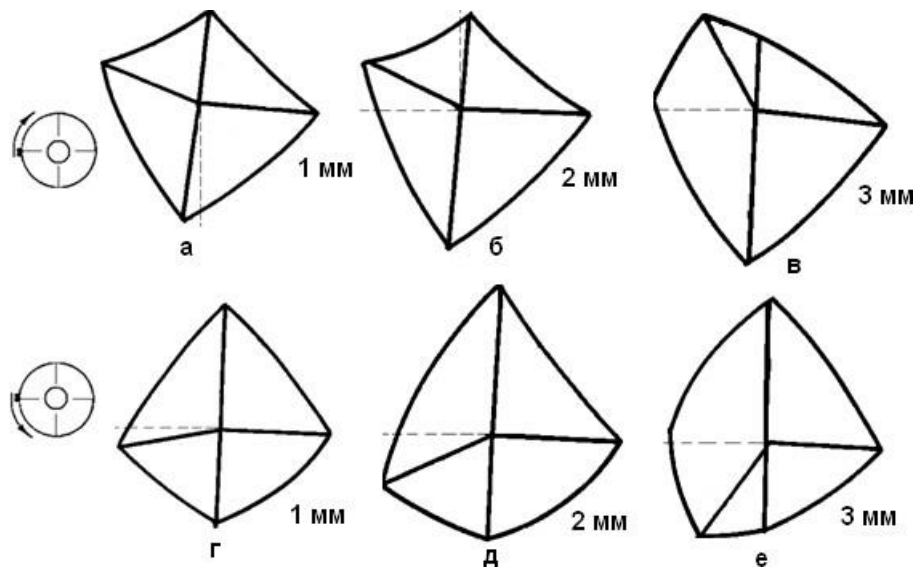


Рис. 3.6. Розрахункові ізохром для випадків зміщення внутрішнього прямого м'язу від лінії дії у бік ВеПМ (а-в) та у бік НіПМ (г-е)

Розрахунок розподілу напружень в рогівці за умов зміщення місця прикріплення ЗПМ в обидва боки від лінії дії було проведено для трьох відстаней - в 2 мм, 4 мм і 6 мм, які були обрані з геометричних міркувань. Побудовані в результаті розрахунку криві наведено на рис. 3.7. Можна зазначити, що на практиці трапляються схожі за формою ізохром, які

відповідають незначному зміщенню місця прикладання зусилля ЗПМ у бік ВеПМ (рис.3.7, а та б) та у бік НиПМ (рис.3.7, г). Більші зміщення точки прикладання зусиль від лінії дії м'яза призводять до значних відмінностей у формі ІК між експериментальними та розрахунковими ізохромами.

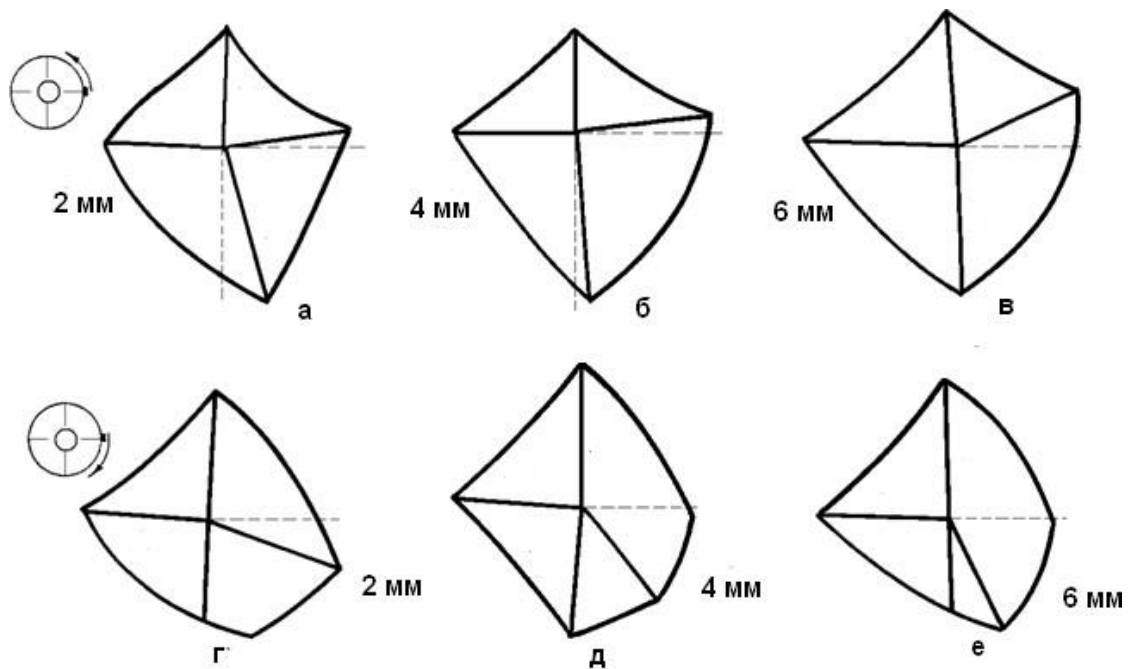


Рис. 3.7. Розрахункові ізохромні для випадків зміщення зовнішнього прямого м'яза від лінії дії у бік ВеПМ (а-в) та у бік НиПМ (г-е)

На рисунку 3.8 наведено розрахункові ізохромні для випадків зміщення ВеПМ у бік ЗПМ (рис.3.8, а-г) та ВПМ (рис.3.8, д-з). Наведені ізохромні (рис. 3.8: а, б та д, е) достатньо часто спостерігаються на практиці. У деяких випадках за горизонтальної косоокості ми спостерігали розрив ізохромні на стороні дії ВПМ, що за результатами моделювання може свідчити про дислокацію верхньої прямого м'яза у бік ЗПМ. У випадках д та е (рис.3.8), зазвичай, спостерігається збіжна косоокість, а у випадках а та б (рис.3 8) – розбіжна. Під час виконання дисертаційного дослідження ми не спостерігали розриву ізохромні на місці дії ЗПМ, але проведений розрахунок дозволяє пояснити подібний феномен, якщо він буде мати місце на практиці.

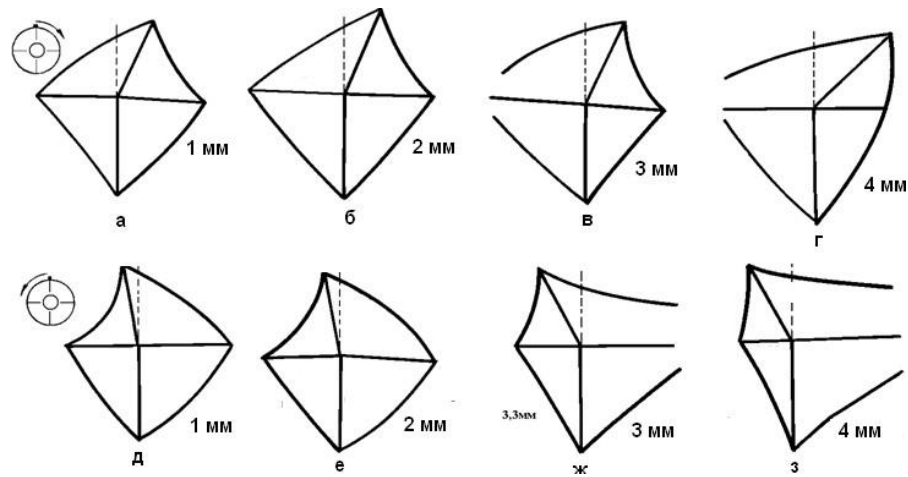


Рис. 3.8. Розрахункові ізохрони для випадків зміщення верхнього прямого м'яза від лінії дії у бік ЗПМ (а-в) та у бік ВПМ (г-е)

На рисунку 3.9 наведено розрахункові ізохрони для випадків зміщення місця прикладання зусиль НиПМ у бік ВПМ (рис.3.9, а-в) та ЗПМ (рис.3.9, г- е). Можна зазначити, що за умов зміщення цього м'яза розривів розрахункових ізохром не спостерігається. Більші зміни форми ізохром викликає зміщення м'яза у бік ВПМ ніж ЗПМ. Під час виконання дисертаційного дослідження ми спостерігали незначні зміщення нижнього кута ізохром у обидва боки від нормального розташування.

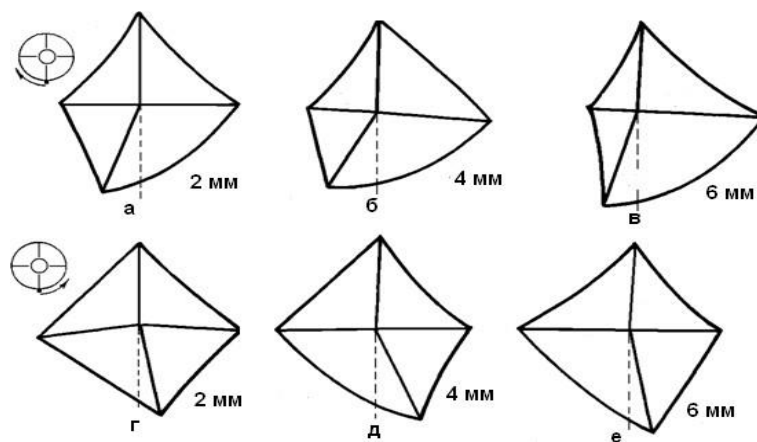


Рис. 3.9. Розрахункові ізохрони для випадків зміщення нижнього прямого м'яза від лінії дії у бік ВПМ (а-в) та у бік ЗПМ (г-е)

В результаті побудови розрахункових ізохром за умов різних місць докладання зусиль ЕОМ було одержано значення їх геометричних параметрів, що може бути використано не тільки для визначення причин косоокості, але й у якості критеріїв під час реалізації математичної моделі діагностики співдружньої косоокості. Використання одержаних в результаті моделювання параметрів ІК для вирішення практичних завдань разом з даними клінічних обстежень хворих дозволить отримати більш точні результати, оскільки розрахункові ізохромні побудовані за асимптотичними формулами та з певними спрощеннями. З іншого боку, проведені розрахунки дозволили одержати нову інформацію про особливості зміни форми ІК за різної патології ЕОМ.

3.3. Результати розрахунку розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока методом кінцево-елементного аналізу

Протягом дослідження були розроблені підходи до побудови кінцево-елементної моделі рогівки ока. Для врахування різного початкового положення прямих ЕОМ відносно лімба поверхню оболонки ока розтинають площинами, паралельними екватору, які проходять через точки початкового положення м'язів – 1 (рис. 3.10).

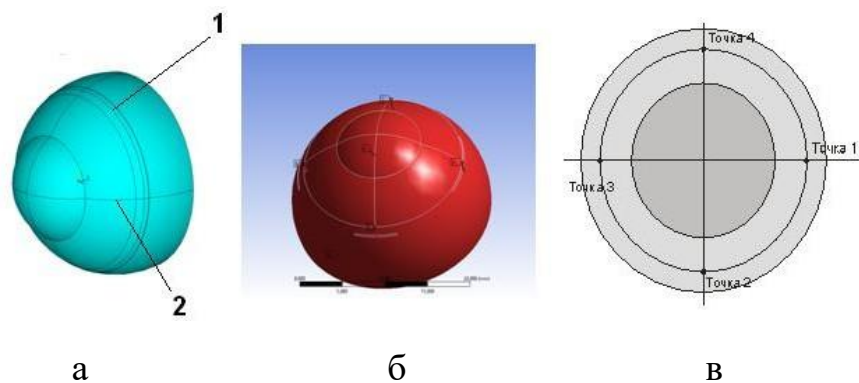


Рис. 3.10. Схема оболонки ока, на який позначено місця прикладення зусиль ЕОМ, площини розсічення – 1, 2 (а)
та схема точок прикладання зусиль ЕОМ (б, в)

Це дає змогу зміщувати точки докладання зусиль ЕОМ в бік від лінії дії. Відповідні розсічення поверхні оболонки передбачені і для зміщення точки прикладання зусилля м'язу до та від лімба – 2 (рис.3. 10, а).

Отримана таким чином поверхня ока наведена на рисунку 3.10. Також наведена схема рогівки ока (рис. 3.10, б, в) з нумерацією точок докладання зусиль прямих ЕОМ, використовуваних під час побудову розрахункових картин. Точка 1 відповідає місцю додатка зусилля внутрішньої прямого м'язу, точка 2 – нижнього, 3 – зовнішнього і 4 – верхнього. Для кожного розрахункового випадку з використанням кінцево-елементної моделі проводиться зміна положення точок докладання зусиль і їх величини. В результаті численних досліджень було отримано характер розподілу еквівалентних напружень в рогівці ока.

Розподіл внутрішніх напружень за умов нормального ВОР та розміщенні прямих ЕОМ відповідно схемі (рис. 2.6) наведено на рисунку 3.11.

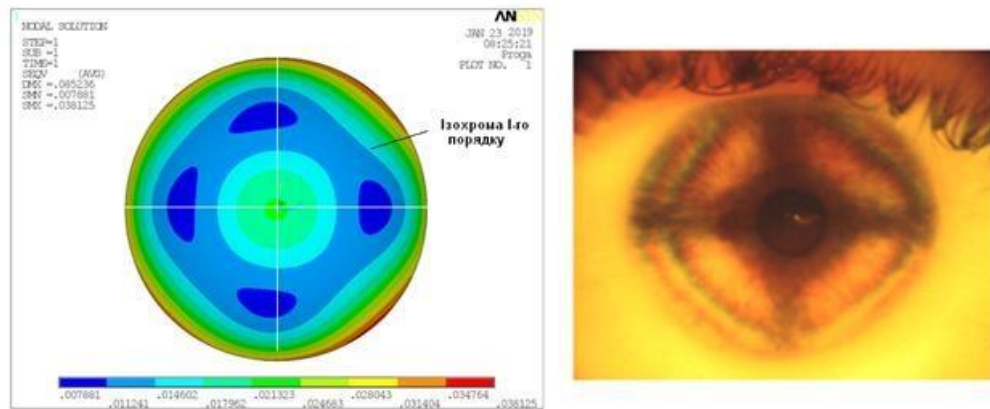


Рис. 3.11. Схема розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока та інтерференційна картина в умовах нормального розташування прямих ЕОМ

На зображенні позначено ізохрону першого порядку, за якою проводяться усі виміри параметрів (рис. 3.11). На кожному зображенні, що було розраховано, внизу присутня шкала, за який синій колір відповідає найменшому напруженню, а червоний – найбільшому.

Аналіз форми ізохром першого порядку у нормі показав, що вона дещо асиметрична (рис. 3.11). Це пов'язане з різною відстанню точок прикладання зусиль м'язів від лімбу. Відрізок горизонтальної діагоналі ізохром більший на стороні дії ВПМ, що відповідає експериментальним результатам.

Під час побудови розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока з використанням теорії тонких оболонок було отримано зображення, на яких ізохром мали кути, тобто ізохром мали форму фігури східні з ромбом. В ході використання методу кінцево-елементного аналізу на побудованих ізохромах всі кути округлені. Сумісне використання двох підходів для побудови розрахункових ізохром дозволило одержати більш повну інформацію про їх параметри.

Перший варіант розрахунку розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока. В процесі розрахунку вважалося, що зусилля з боку одного з м'язів збільшується від 0,4 Н до 0,7 Н, а зусилля інших м'язів в цих умовах не змінюються. Розрахунок проведено для кожного з чотирьох прямих м'язів. На рисунку 3.12 наведено варіанти розрахунків розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока за умов збільшення сили дії кожного з прямих ЕОМ.

Аналіз зміни форми розрахункових ізохром за зміни дії ВПМ показав (рис.3.12), що збільшення зусилля призводить до збільшення асиметрії розрахункової ІК, що відбувається шляхом збільшення довжини відповідного м'язу відрізка діагоналі. Така зміна форми ІК достатньо часто спостерігається на практиці за збіжної косоокості. У порівнянні з ІК нормального ока, на зображеннях ізохром, що відповідають збільшеному зусиллю ВПМ, відсутні зони самих низьких напружень. Уся центральна частина рогівки, яка обмежена ізохромою першого порядку, напружена практично однаково у трьох випадках збільшення зусиль (рис.3.12).

Збільшення зусилля ЗПМ не призводить до зростання асиметрії розрахункової ізохром, навпаки картина стає більш симетричною, особливо під час зусилля 0,7 Н. Зони найменших напружень, забарвлені синім, у всіх випадках практично зберігають свій розмір.

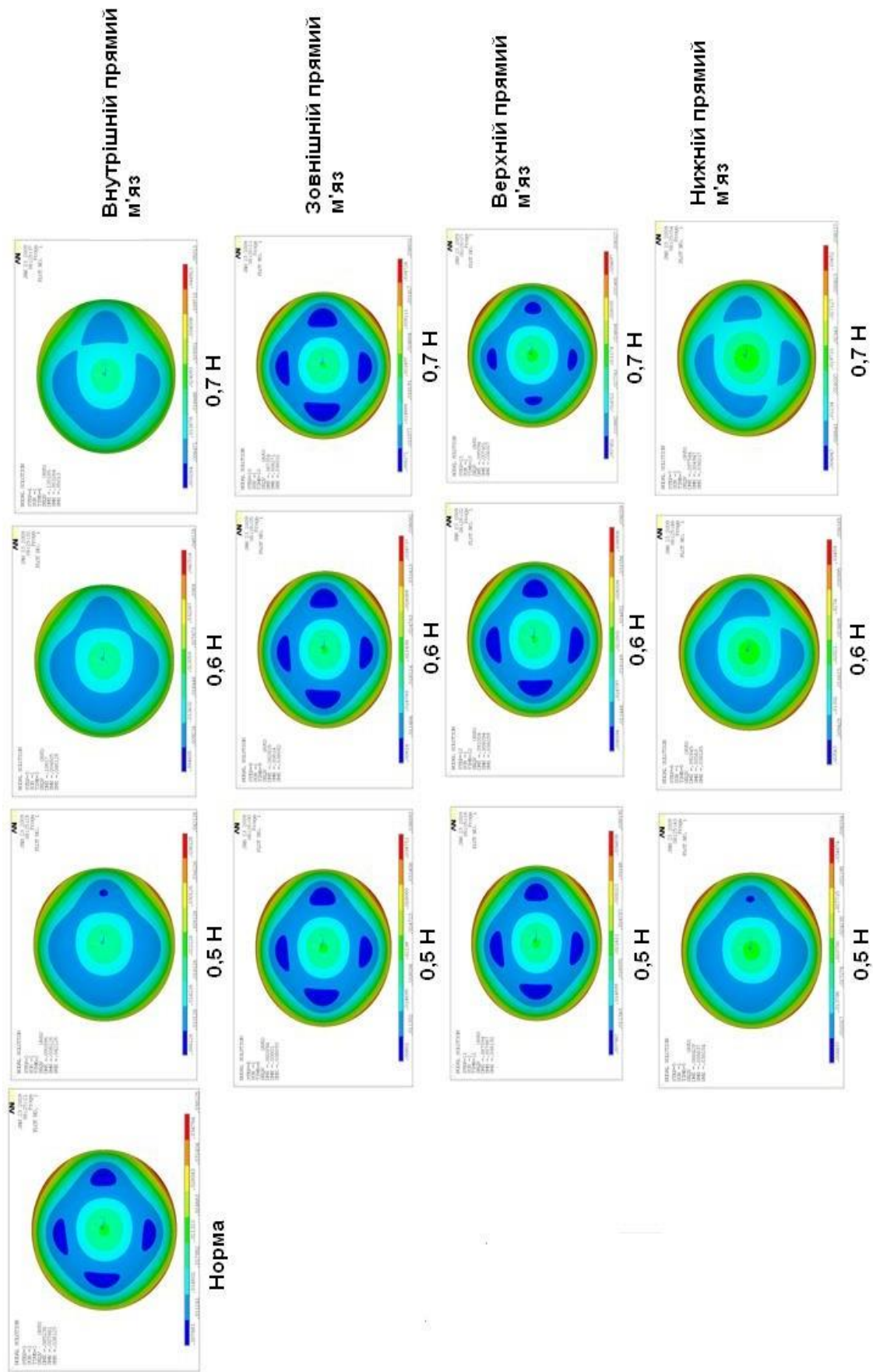


Рис. 3.12. Розподіл напружень у рогівці ока в умовах збільшення зусилля кожного з прямих ЕОМ

За збільшення зусилля ВеПМ спостерігається перерозподіл напружень у рогівці, про що свідчить зменшення зон найменших напружень (синє забарвлення у внутрішній зоні, що обмежена ізохромою першого порядку). Значної зміни симетрії розрахункової ізохром у всіх трьох випадках не спостерігається.

Збільшення зусилля з боку НиПМ призводить до збільшення напружень у частині рогівки, яка обмежена ізохромою, що особливо виразно проявляється в умовах зусилля у 0,7 Н (рис.3.12). Розподіл напружень за посилення НиПМ східний з тим, що спостерігається за посилення ВПМ, але проявляється більш виразно.

Таким чином, збільшення зусилля з боку кожної з прямих ЕОМ викликає специфічний перерозподіл внутрішніх напружень у рогівці.

Другий варіант розрахунку розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока. Під час розрахунку було побудовано ізохром для випадків наближення до лімба та віддалення від нього точок прикладання зусиль кожного з чотирьох м'язів.

На рис. 3.13 наведено результат розрахунку розподілу напружень у рогівці ока в умовах зміщення ВПМ вздовж лінії дії. В умовах наближення ВПМ до лімба на 1 мм та 2 мм спостерігається збільшення внутрішніх напружень у рогівці, про що свідчить колір внутрішніх зон, обмежених ізохромою. Це достатньо гарно видно в ході порівняння зображень, побудованих для випадків зміщення точки прикладання зусиль, з зображенням норми. Наближення точки прикладання зусиль ближче 3 мм до лімба призводить до суттєвого перерозподілу внутрішніх напружень. Одержані розрахункові за цих умов ІК за формою не відповідають тим, що спостерігаються на практиці. Біля точки прикладання зусилля ВПМ у цих випадках спостерігаються великі значення внутрішніх напружень, про що свідчить забарвлення оболонки (рис.3.13).

За умов віддалення точки прикладання зусилля ВПМ від нормального розташування перерозподіл внутрішніх напружень відповідає випадку

послаблення сили дії м'язу. На боці дії ВПМ в умовах віддалення точки прикладання послаблення сили дії м'язу. На боці дії ВПМ в умовах віддалення точки прикладання зусилля м'язу в бік від лімба спостерігається поступове округлення кута ізохромі першого порядку. Сине забарвлення центральної частини рогівки свідчить про низькі внутрішні напруження у цій зоні.

Рецесія м'язів використовується для лікування косоокості у випадках асиметрії дії ЕОМ. Отримані дані підтверджують ефективність рецесії з метою послаблення дії м'язу.

Таким чином, віддалення точки прикладання зусилля ВПМ від лімба призводить до послаблення його дій, а значне наближення – до перерозподілу напружень та спотворення форми ІК, що на практиці не спостерігається.

На рис. 3.14 наведено результати побудови розрахункових ІК в умовах зміщення ЗПМ від нормального положення вздовж лінії дії. Наближення ЗПМ до лімба на 1мм мало змінює розподіл внутрішніх напружень у рогівці, розрахункова ІК стає більш симетричною у порівнянні з ІК у нормі. В умовах зміщення ЗПМ на 2 – 4 мм у бік лімба на розрахункових ІК спостерігається збільшення відповідного відрізка діагоналі та значень внутрішніх напружень, про що свідчить зміна забарвлення центральної частини рогівки. В умовах наближення точки прикладання зусилля м'язу на 5 мм форма розрахункової ізохромі суттєво змінюється, чого не спостерігається на практиці.

В умовах віддалення точки прикладання зусилля ЗПМ від лімба зміна форми розрахункової ІК відповідає випадкам зміщення сили її дії, що фактично використовується під час лікування косоокості у випадках, коли потрібно зменшити зусилля з боку відповідного м'язу. З боку дії ЗПМ спостерігається округлення відповідного кута ізохромі (рис.3.14).

Таким чином, наближення до лімба точки прикладання зусилля ЗПМ викликає значно більший перерозподіл внутрішніх напружень, ніж при її віддаленні. На практиці спостерігаються експериментальні ІК, які відповідають розрахунковим в умовах зміщення точки прикладання зусилля

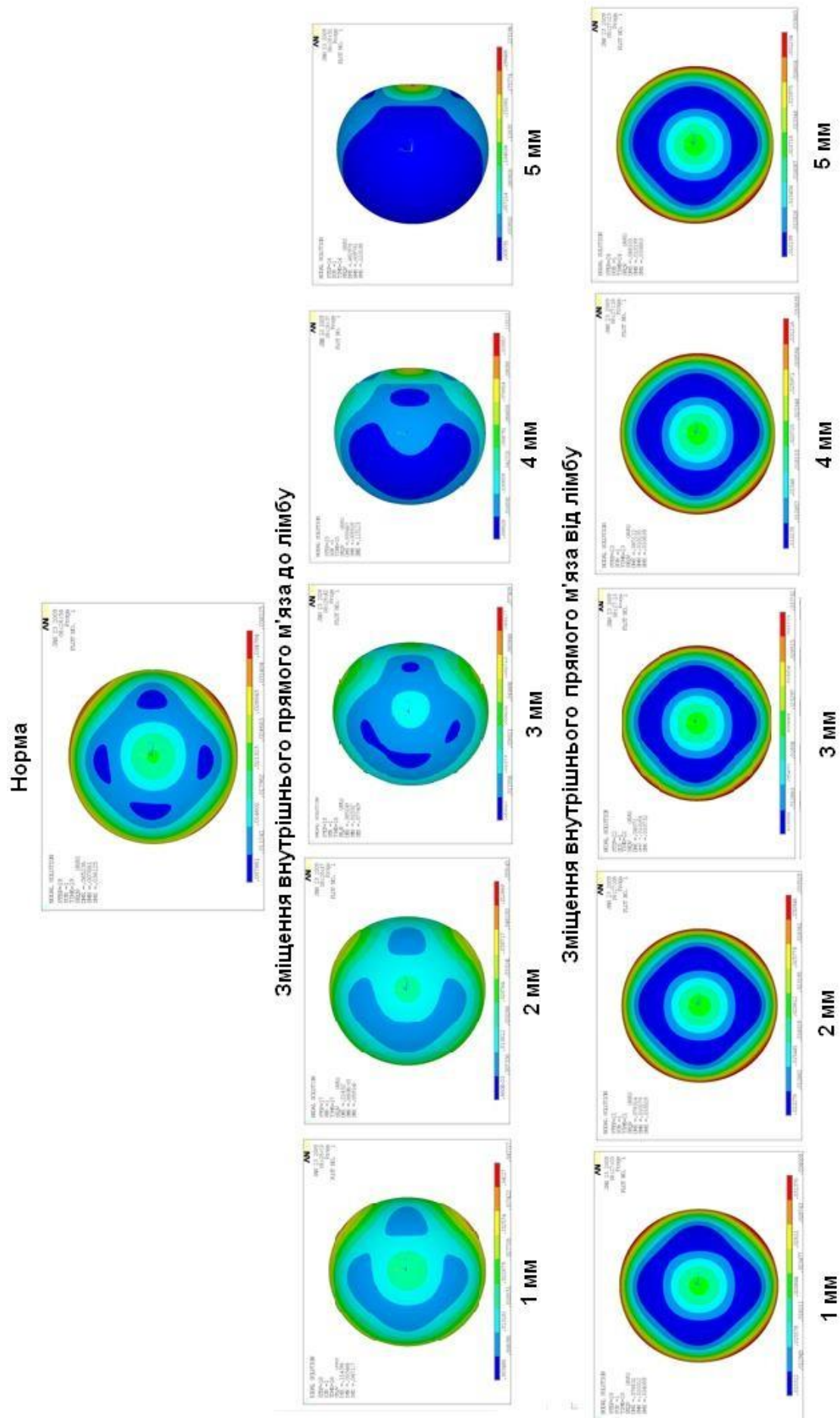
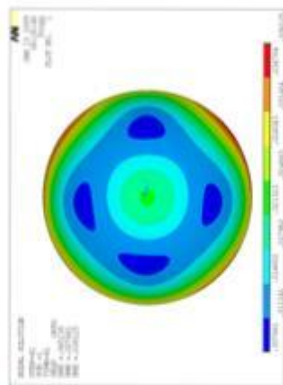
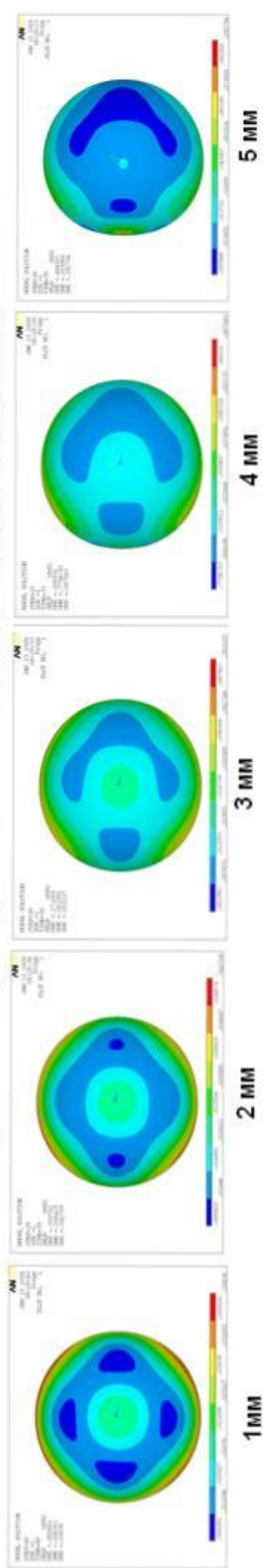


Рис. 3.13. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в умовах зміщення точки прикладання зусилля внутрішнього прямого м'яза до лімбу та від лімбу



Норма

Зміщення точки прикладання зусилля зовнішнього прямого м'яза до лімбу



Зміщення точки прикладання зусилля зовнішнього прямого м'яза від лімбу

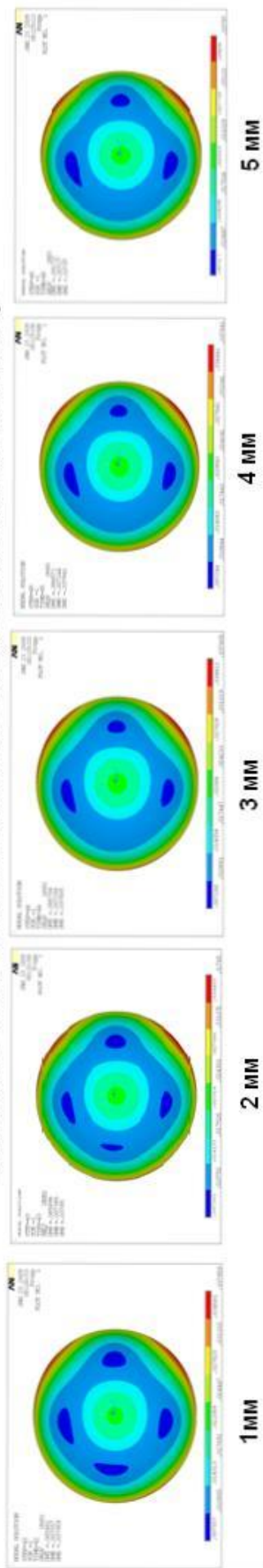


Рис. 3.14. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в умовах зміщення точки прикладання зусилля зовнішнього прямого м'яза до лімбу та від лімбу

ЗПМ від лімбу на 1-5 мм, а також на 1-2 мм до лімбу.

На рис. 3.15 наведено результати побудови розрахункового розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока в умовах зміщення ВеПМ вздовж лінії дії у бік лімбу та від нього. Як і у попередніх випадках зміщення м'язу до лімбу викликає значно більший перерозподіл внутрішніх напружень у рогівці, ніж зміщення від лімбу. Так, наближення точки прикладання зусилля ВеПМ до лімбу на 1 мм призводить до збільшення відповідного відрізка діагоналі інтерференційного ромбу та величини внутрішніх напружень. Ще більші напруження спостерігаються в умовах наближення точки прикладання зусилля ВеМП на 2 та 3 мм до лімбу (рис.3.15). На практиці спостерігаються ІК східні за формою з описаними розрахунковими.

Подальше наближення точки прикладання зусилля призводить до появи розриву верхнього кута на розрахунковій ізохромі, що також спостерігається на практиці. В умовах віддалення точки прикладання зусилля від лімбу спостерігається менш виражена зміна форми розрахункових ІК, яка полягає у округленні верхнього кута інтерференційного ромбу та зменшенні довжини відрізка відповідної діагоналі (рис.3.15). Такі картини доволі часто спостерігаються на практиці.

На рис.3.16 наведено розподіл внутрішніх напружень у рогівці у випадках зміщення НиПМ вздовж лінії дії. Як і у попередніх випадках зміщення м'язу до лімбу викликає значно більші зміни у розподілі напружень ніж в умовах віддалення. Наближення на 1-2 мм до лімбу викликає збільшення відповідного відрізка діагоналі, в умовах подальшого наближення спостерігається розрив нижнього кута ізохромі, в умовах наближення безпосередньо до лімбу картина розподілу напружень суттєво змінюється та має вигляд, який не спостерігається на практиці. Віддалення точки прикладання зусилля НиПМ від нормального положення у бік від лімбу призводить до зменшення внутрішніх напружень у рогівці та поступового округлення нижнього кута розрахункової ізохромі (рис.3.16).

Таким чином, наближення точки прикладання зусиль кожного з прямих

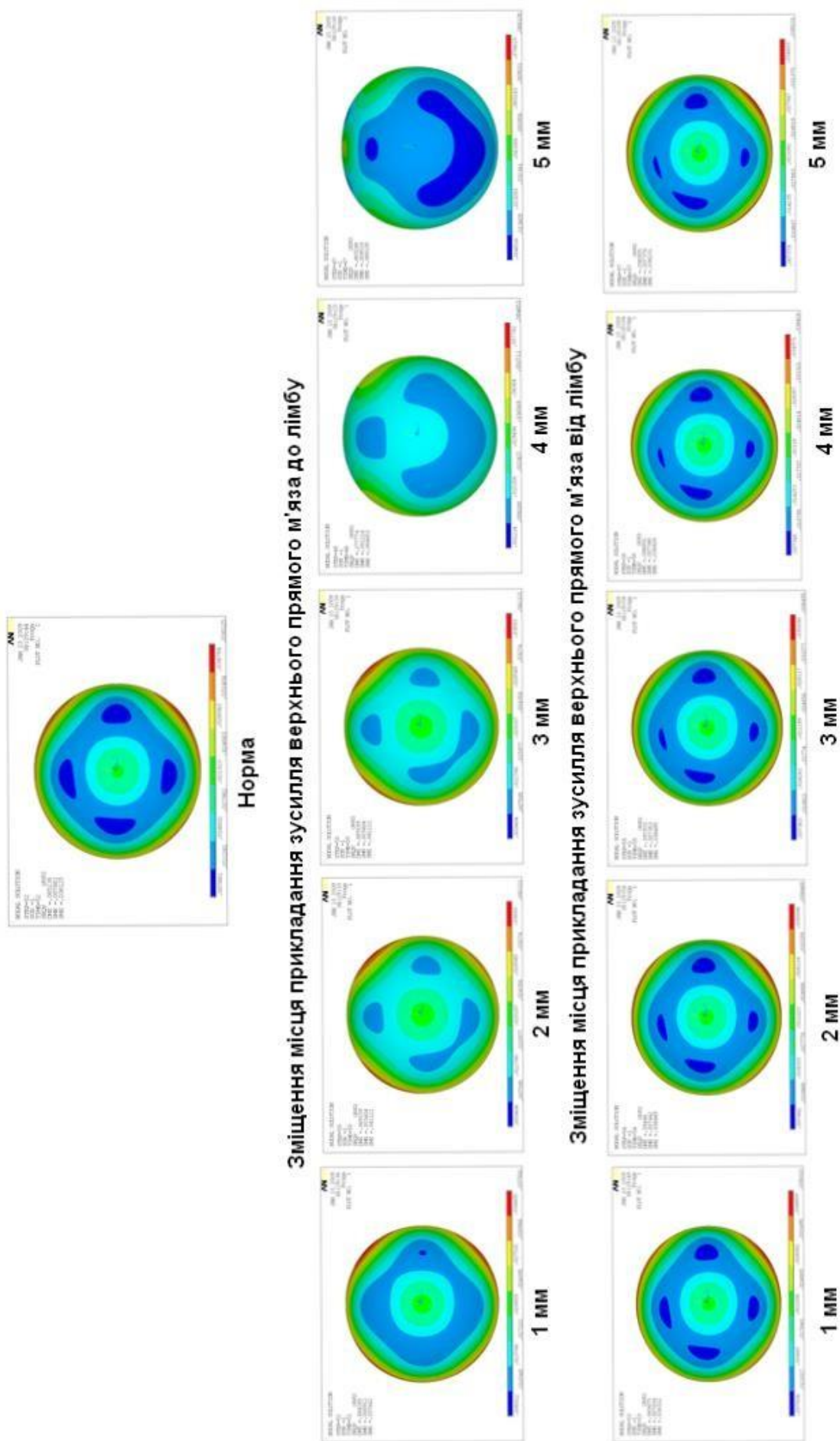


Рис. 3.15. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в умовах зміщення точки прикладання зусилля верхнього прямого м'яза до лімба та від лімба

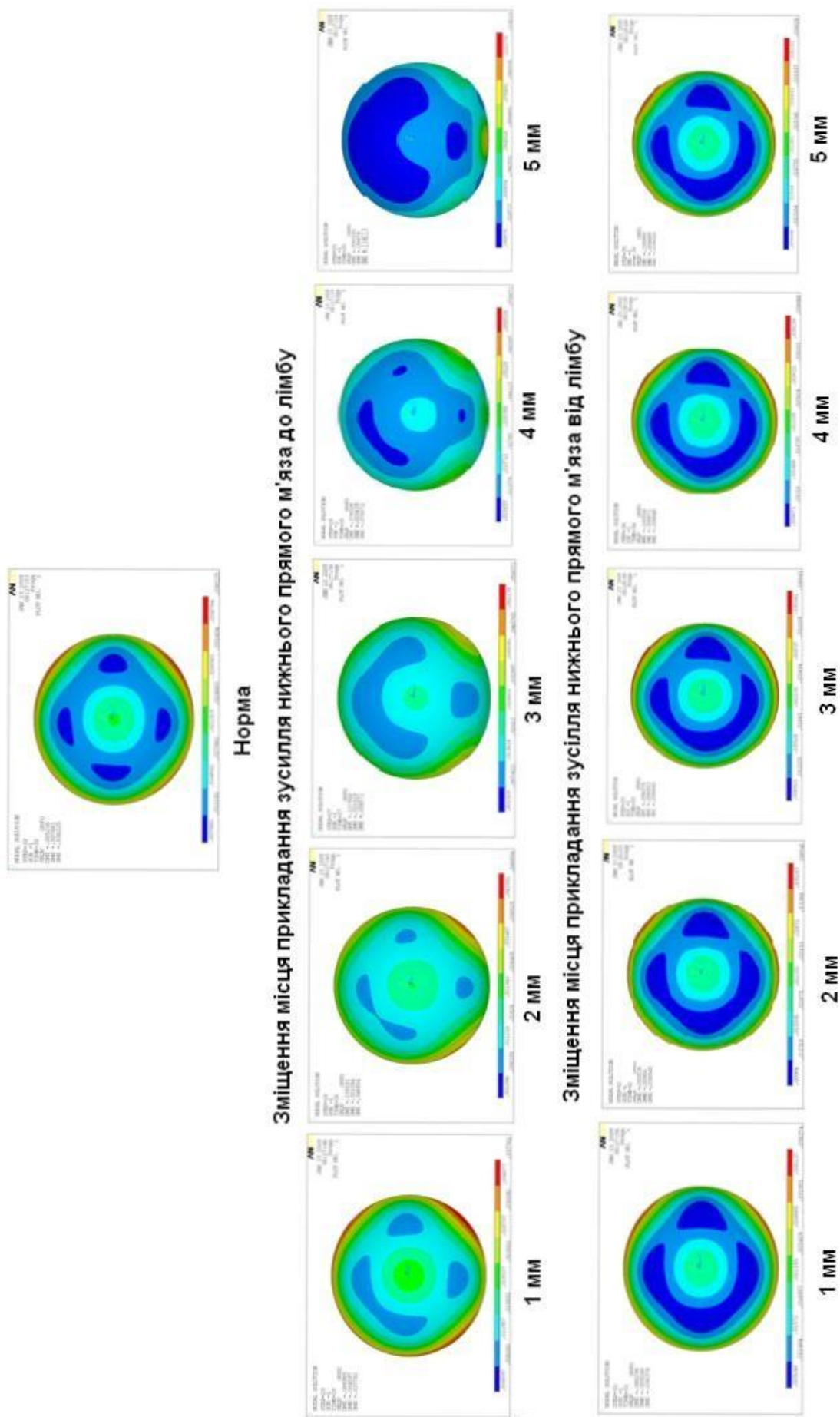


Рис. 3.16. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока в умовах зміщення точки прикладання зусилля нижнього прямого м'яза до лімба та від лімба

ЕОМ до лімбу більше ніж на 2-3 мм від нормального положення викликає суттєві зміни форми розрахункових ізохром, які зазвичай не спостерігаються на практиці. Це також можна пояснити і виходячи з анатомічних міркувань, оскільки найбільша відстань точки прикладання зусиль м'язів становить у середньому 7,4 мм, а найменша – 5,8 мм. В умовах наближення на 5 мм до лімбу м'яз був би безпосередньо видний у очній щілині, чого не відбувається на практиці. Тому максимальні наближення до лімбу у 3-5 мм не реальні.

В умовах віддалення точки прикладання зусиль у бік від лімбу у всіх випадках спостерігаються достатньо реалістичні картини, які трапляються у хворих на косоокість, а також бувають у здорових осіб.

Третій варіант розрахунку розподілу внутрішніх напружень у рогівці ока. В ході розрахунку моделювалося зміщення місця прикладання зусиль кожного з чотирьох прямих м'язів від лінії дії за часовою та проти часової стрілки (у бік до відповідного суміжного м'язу). Такі зміщення місця прикладання зусиль м'язів можуть призводити до виникнення вертикальної косоокості в умовах зміщення м'язів горизонтальної дії та навпаки. Для полегшення сприйняття зображень на кожному рисунку показано напрям зміщення м'язу стрілкою. Виходячи з геометричних міркувань розрахунок проводився для зміщення кожного з м'язів на 1,1 мм – 5,5 мм.

На рис. 3.17 наведено розрахункові ізохром для випадків зміщення ВПМ до ВеПМ (проти годинної стрілки) та до НиПМ (за годинною стрілкою). Аналіз форми розрахункових ізохром показав, що зміщення точки прикладання зусилля м'яза в бік від лінії дії призводить до зміщення у той же бік відповідного кута інтерференційного ромбу. Зміщення точки прикладання зусилля ВПМ на 4,4 та 5,5 мм у бік НиПМ та 5,5мм у бік ВеПМ викликає значний перерозподіл внутрішніх напружень та суттєву зміну форми розрахункових ІК (рис.3.17), які не спостерігаються на практиці. ІК, які відповідають зміщенням 1,1-3,3 мм у обидві боки, на практиці трапляються. Зазвичай за цих обставин спостерігається вертикальна косоокість або наявність

вертикального компоненту за горизонтальної косоокості.

На рис. 3.18 наведено розрахункові ізохромі для випадків зміщення ЗПМ до ВеПМ (за годинною стрілкою) та до НиПМ (проти годинної стрілки). Для цього м'яза у всіх випадках зміщення точки прикладання його зусилля відбувається зміщення відповідного кута інтерференційної ізохромі. Всі варіанти розрахункових ізохром, окрім зміщення на 5,5 мм в обидві боки, трапляються на практиці, значного розподілу внутрішніх напружень у рогівці у порівнянні з нормою не відбувається.

На рис. 3.19 наведено розрахункові ізохромі для випадків зміщення ВеПМ (за годинною стрілкою) до ЗПМ та ВПМ (проти годинної стрілки).

За розрахунковими ІК, наведеними на рисунку 3.19, можна зазначити, що зміщення м'яза в обидві боки не викликає суттєвого перерозподілу внутрішніх напружень у рогівці. На всіх картинах спостерігається зміщення відповідного кута інтерференційного ромбу у бік зміщення м'яза. Всі наведені зміни форми ІК спостерігаються на практиці.

На рис. 3.20 наведено розрахункові ізохромі для випадків зміщення НиПМ (за годинною стрілкою) до ЗПМ та ВПМ (проти годинної стрілки). За наведеними зображеннями можна зазначити, що зміщення точки прикладання зусилля в бік ВПМ призводить до більшого перерозподілу напружень у центральній частині рогівки (обмеженій ізохромою першого порядку) ніж за умов зміщення у інший бік, про що свідчить забарвлення зображень та збільшення зон понижених напружень (синій колір). Як і у попередніх випадках зміщення точки прикладання зусилля призводить до зміщення у той самий бік і кута розрахункової ізохромі (рис.3.20).

На практиці спостерігаються практично всі варіанти ізохром, наведені на рис. 3.20.

Таким чином, проведені розрахунки з використанням методу кінцево-елементного аналізу дозволили підтвердити наявні уявлення про природу та параметри ІК, що спостерігаються за патології ЕОМ. До них можна віднести:

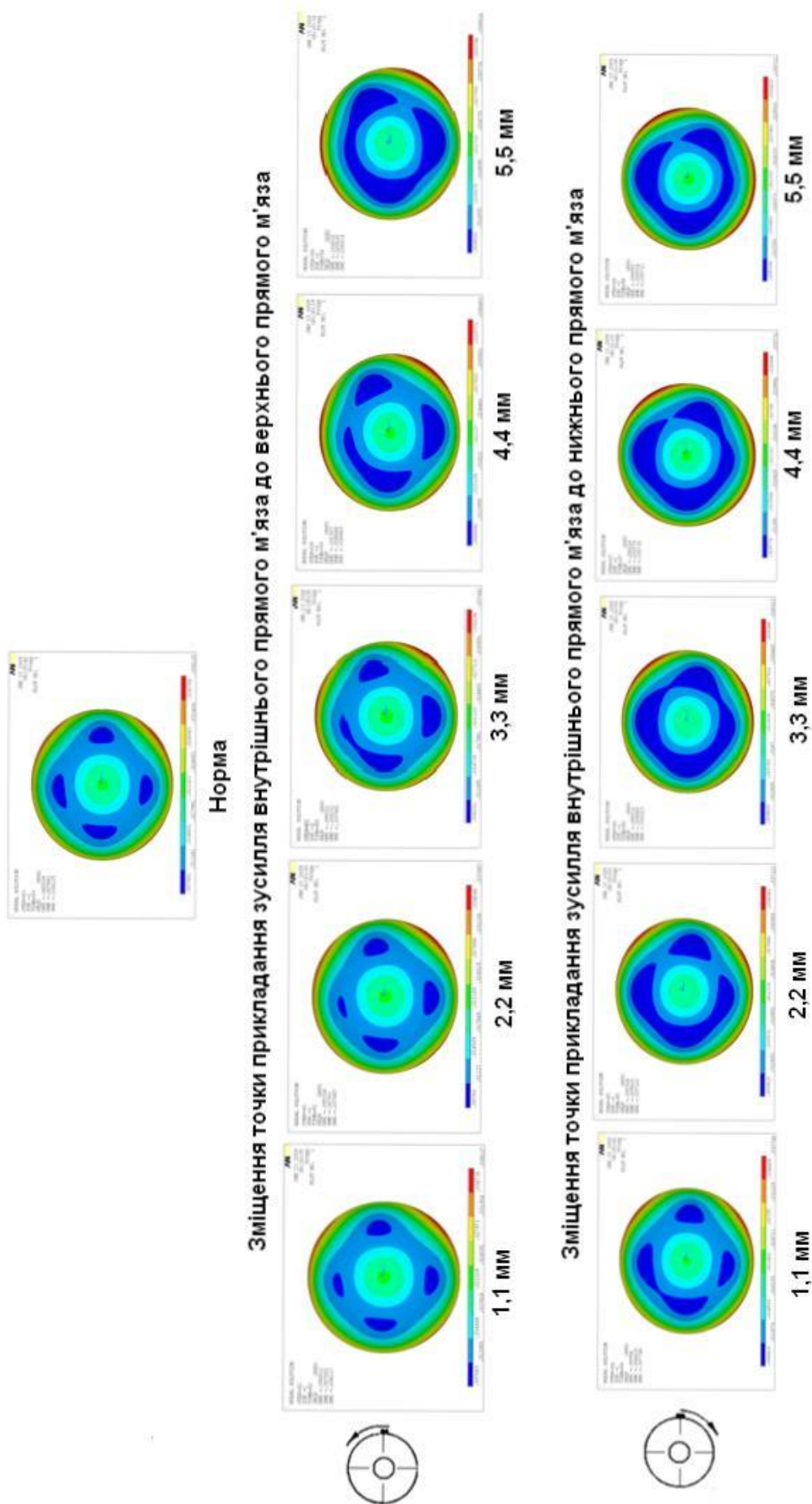


Рис. 3.17. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока за умов зміщення точки прикладання зусилля внутрішнього прямого м'яза у бік верхнього та нижнього прямих м'язів

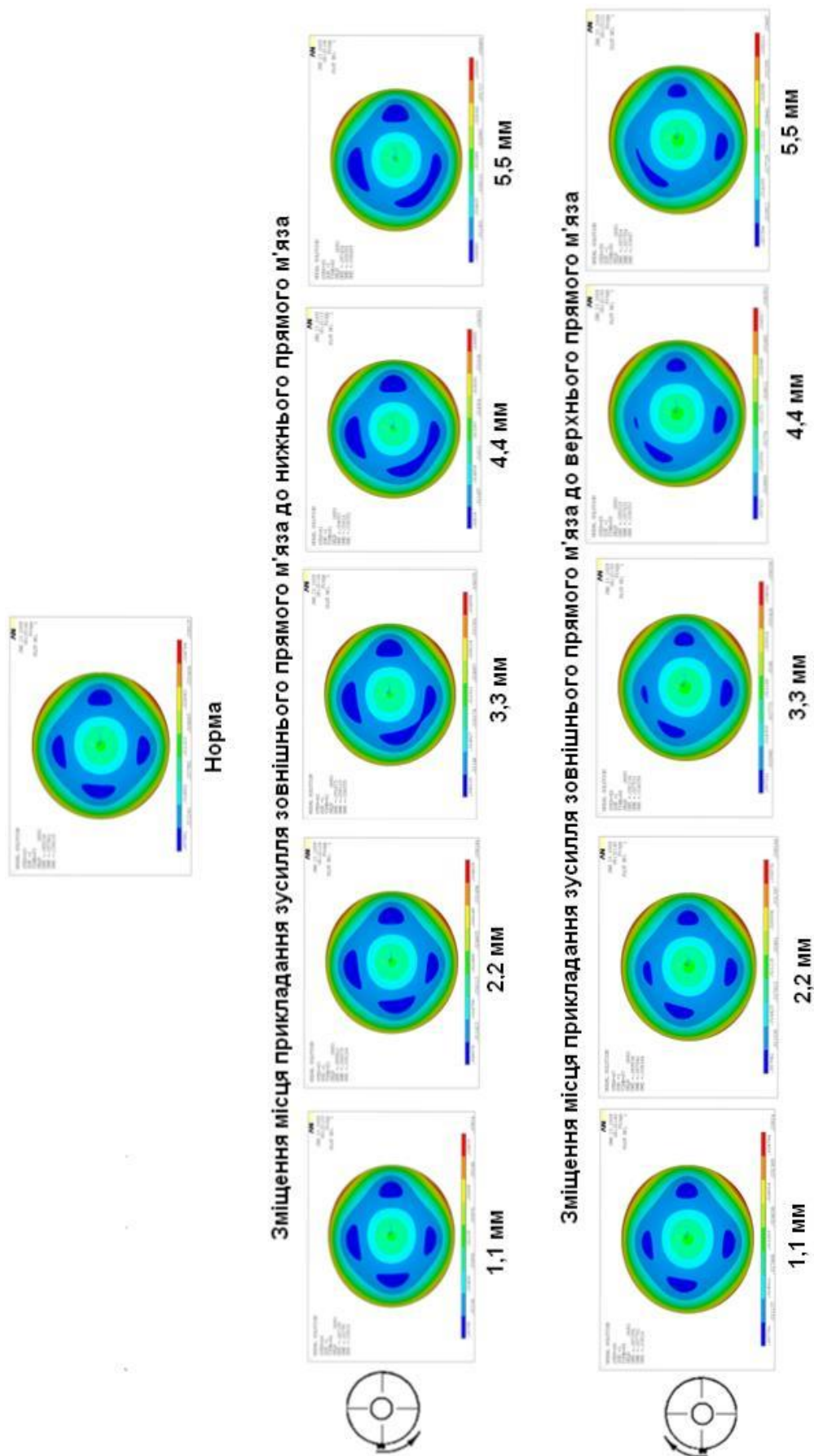


Рис. 3.18. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока за умов зміщення точки прикладання зусилля зовнішнього прямого м'яза у бік нижнього та верхнього прямих м'язів

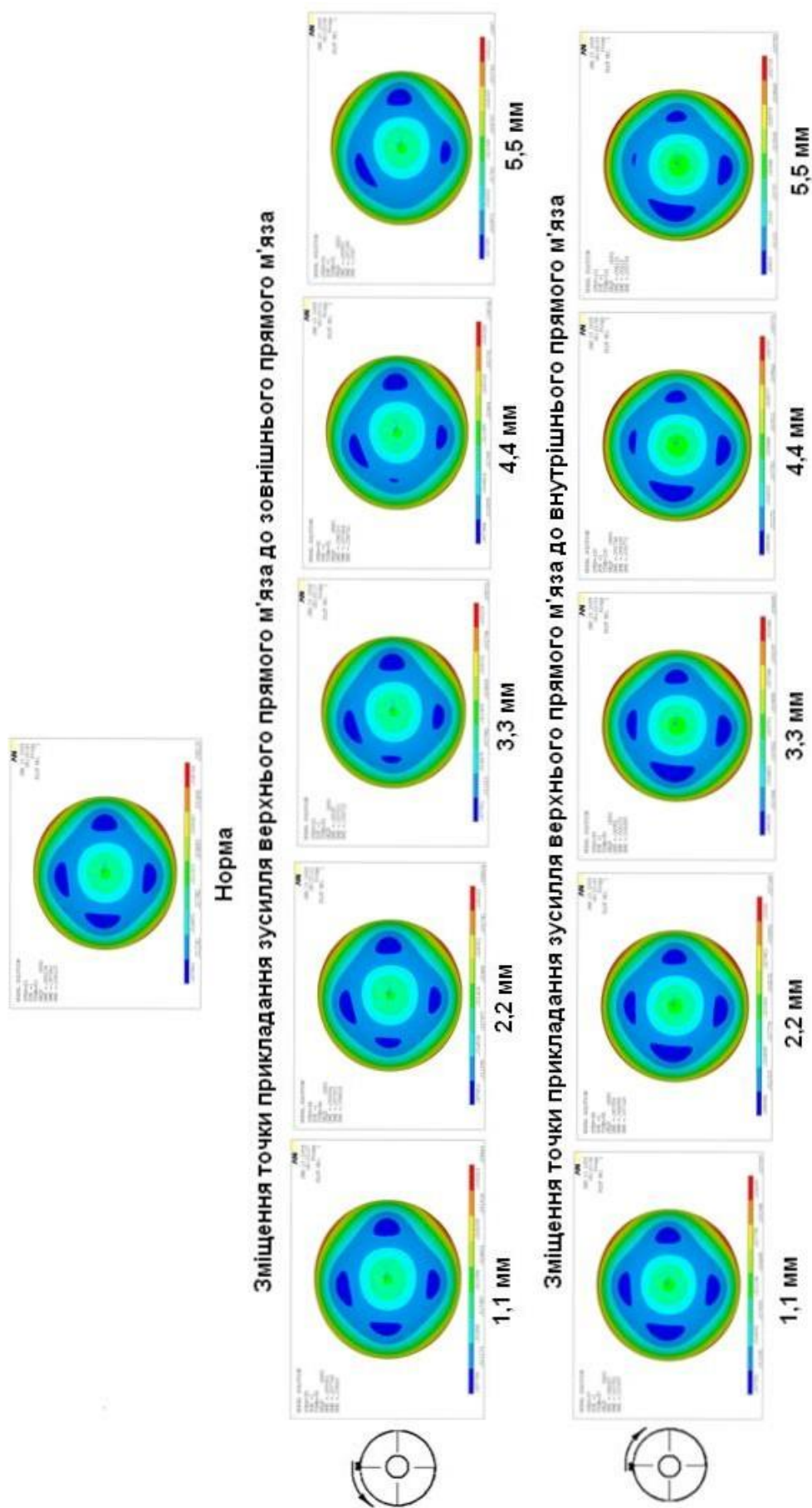


Рис. 3.19. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока за умов зміщення місця прикладання зусилля верхнього прямого м'яза до внутрішнього та зовнішнього прямих м'язів

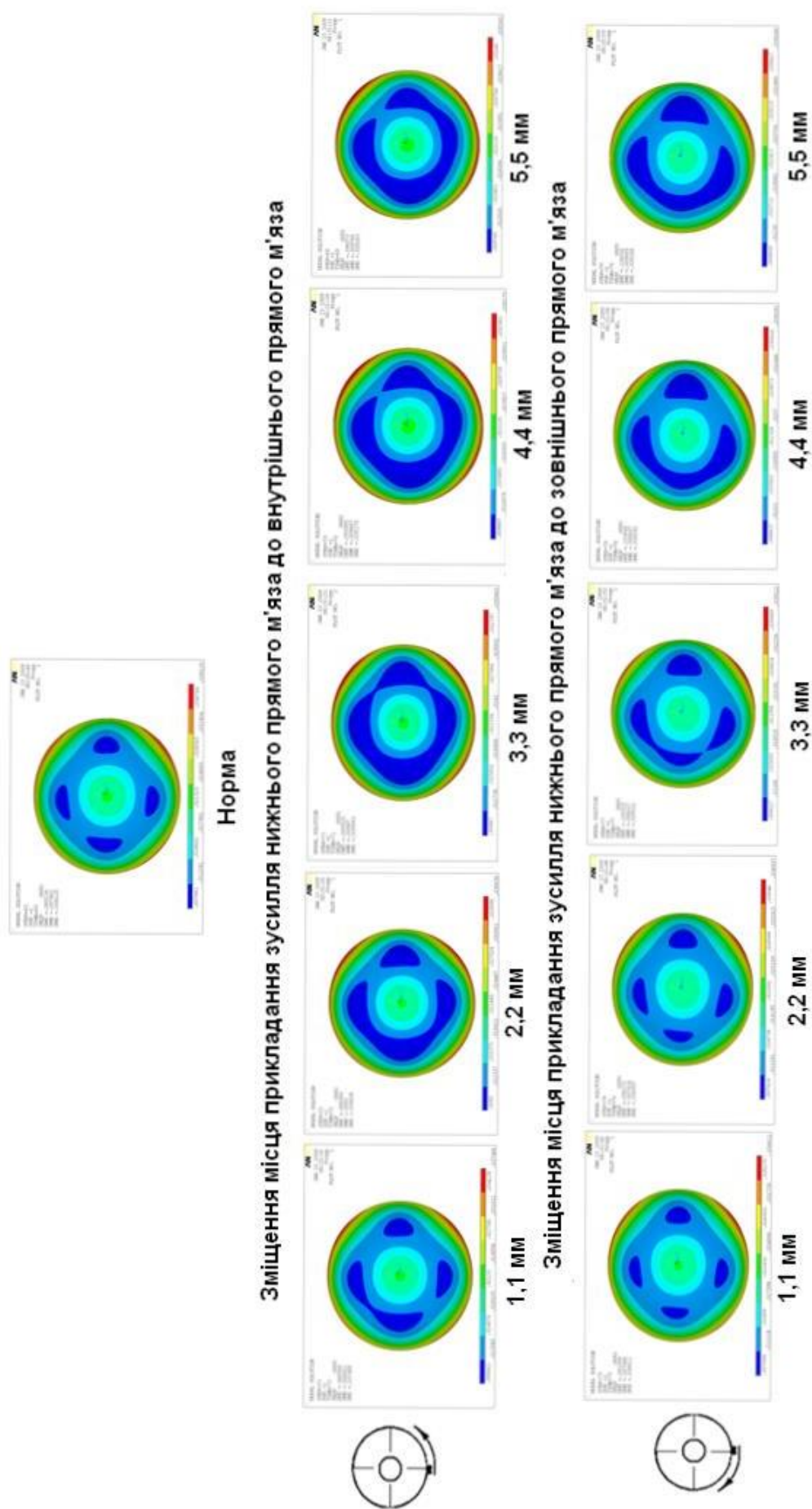


Рис. 3.20. Розподіл внутрішніх напружень у рогівці ока за умов зміщення точки прикладання зусилля нижнього прямого м'яза у бік внутрішнього та зовнішнього прямих м'язів

- наявність незначної асиметрії ІК у нормі, що пов'язане з анатомічними особливостями ЕОМ;
- збільшення відрізка діагоналі інтерференційного ромбу в умовах збільшення зусилля відповідного м'яза та навпаки, зменшення відрізка – в умовах зменшення величини зусилля;
- еквівалентність наближення або віддалення точки прикладання зусилля відповідного м'язу вздовж лінії дії збільшенню або зменшенню величини його зусилля;
- відповідність напрямку зміщення кута інтерференційного ромбу напрямку зміщення точки прикладання зусилля м'язу.

Новими результатами проведеного дослідження є виявлення:

- особливостей перерозподілу внутрішніх напружень в умовах збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів, які полягають у збільшенні напружень у всій центральній зоні рогівки, але не викликають суттєвого збільшення асиметрії інтерференційного ромбу;
- відсутності перерозподілу напружень у центральній зоні рогівки за умов збільшення зусилля з боку зовнішнього прямого м'яза та збільшення асиметрії розрахункової ізохром, а навпаки, її зменшенням;
- зміщення внутрішнього та зовнішнього прямих м'язів від лінії дії більш ніж на 4 мм призводить до суттєвого спотворення форми інтерференційної картини, що на практиці не спостерігається та може свідчити про відсутність таких зміщень у хворих. Зміщення верхнього та нижнього прямих м'язів до 5,5 мм від лінії дії не призводить до спотворення форми інтерференційної картини, отримані для цих випадків розрахункові картини відповідають тим, що трапляються на практиці.

Слід зазначити, що напрям відхилення очей за співдружній косоокості та величина її кута визначаються сукупністю факторів, до яких відноситься не тільки анатомо-функціональний стан ЕОМ, а ще й особливості рефракції очей, взаємовідношення у вищих відділах зорової системи, особливості її

формування та адаптаційно-компенсаторні процеси у ній. Зорова система у певній мірі може компенсувати наявні анатомо-функціональні «дефекти» [90, 103], що призводить до можливої невідповідності між станом ЕОМ, напрямом та кутом відхилення очей. Аналіз форми ІК дозволяє визначити певні анатомо-функціональні особливості ЕОМ, але остаточний висновок має робити лікар на основі аналізу усієї клінічної картини захворювання.

Для розроблення класифікації ІК в якості інформативних показників запропоновано використовувати відрізки діагоналей інтерференційного ромбу (ОК, ОН, ОР, ОР) та кути між ними ($\angle KOP$, $\angle PON$, $\angle NOR$, $\angle ROK$). На основі проведених досліджень ІК хворих на косоокість та моделювання напружено-деформованого стану рогівки з різними варіантами патології ЕОМ було встановлено основні геометричні особливості ІК (рис. 3.21) та визначено їх параметри. Схеми на рис. 3.21 (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. 3.21, а) за наявності відхилення ока свідчить про суто функціональні порушення, що не потребує хірургічного втручання на прямих ЕОМ. Збільшення довжини відрізка діагоналі інтерференційного ромбу спостерігається на боці дії більш сильного м'яза (рис. 3.21, б). Якщо м'яз-антагоніст функціонує нормально, то спостерігається асиметричний інтерференційний ромб. Якщо має місце послаблення дії м'яза-антагоніста, то спостерігається округлення відповідного йому кута ромба (рис. 3.21, в).

Як показали наші дослідження, достатньо частою причиною виникнення горизонтальної косоокості (27% випадків збіжної косоокості та 100% випадків розбіжної) є зміщення місця прикріплення м'язів вертикальної дії (рис. 3.21, г, д, е). ІК на рис. 3.21, г відповідає варіанту сполучення зміщення верхнього прямого м'яза у бік внутрішнього з ослабленням сили дії зовнішнього прямого м'яза, ІК на рис. 3.21, д – зміщенню верхнього прямого м'яза на тлі балансу дії горизонтальних м'язів. ІК на рис. 3.21, е відповідає випадку зміщення нижнього прямого м'яза у бік внутрішнього. Схеми на

рис.3.21, ж, з відповідають випадкам розбіжної косоокості. Отриманий результат підтверджується даними Т. О. Босенко [33], яка спостерігала дислокацію місця прикріплення м'язів вертикальної дії від відповідного меридіану, а також їх прикріплення паралельно до лімба. Вертикальні відхилення ока можуть виникати унаслідок 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. 3.21, і та 3.21, м. Окрім того, причинами вертикальних відхилень можуть бути дислокації місця прикріплення м'язів горизонтальної дії від горизонтального меридіану (рис. 3.21, к, л та 3.21, н, о).

У випадках наявності вертикальних відхилень ока без порушення форми ІК можна припускати наявність патології косих м'язів. Їх дія, з біомеханічних міркувань, не спричиняє впливу на розподіл внутрішніх напружень у рогівці, що було підтверджено експериментально на трупних очах [99, 100] та клінічними спостереженнями.

Для усіх наведених на рисунку 3.21 випадків було визначено середні значення параметрів ІК (відрізків діагоналей та кутів між ними) та можливі діапазон їх змін (табл.3.2-3.3). У разі зміщення кутів інтерференційного ромбу від меридіанів було визначено ще додаткові кути.

Можливі варіанти співвідношення кутів між діагоналями інтерференційного ромбу наведено на рисунку 3.21. За результатами моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока та дослідження параметрів ІК хворих на косоокість вімінності у значеннях кутів у 5^0 та більше можна вважати значимими.

Тобто відмінність між сусідніми кутами на 5^0 та більше вказує на зміщення місця прикладання зусилля відповідного м'яза (рис. 3.21, г-з, к, л, н, о). Окрім того, значимими вважаються відмінності у довжинах відрізків відповідної діагоналі, які перевищують 10%.

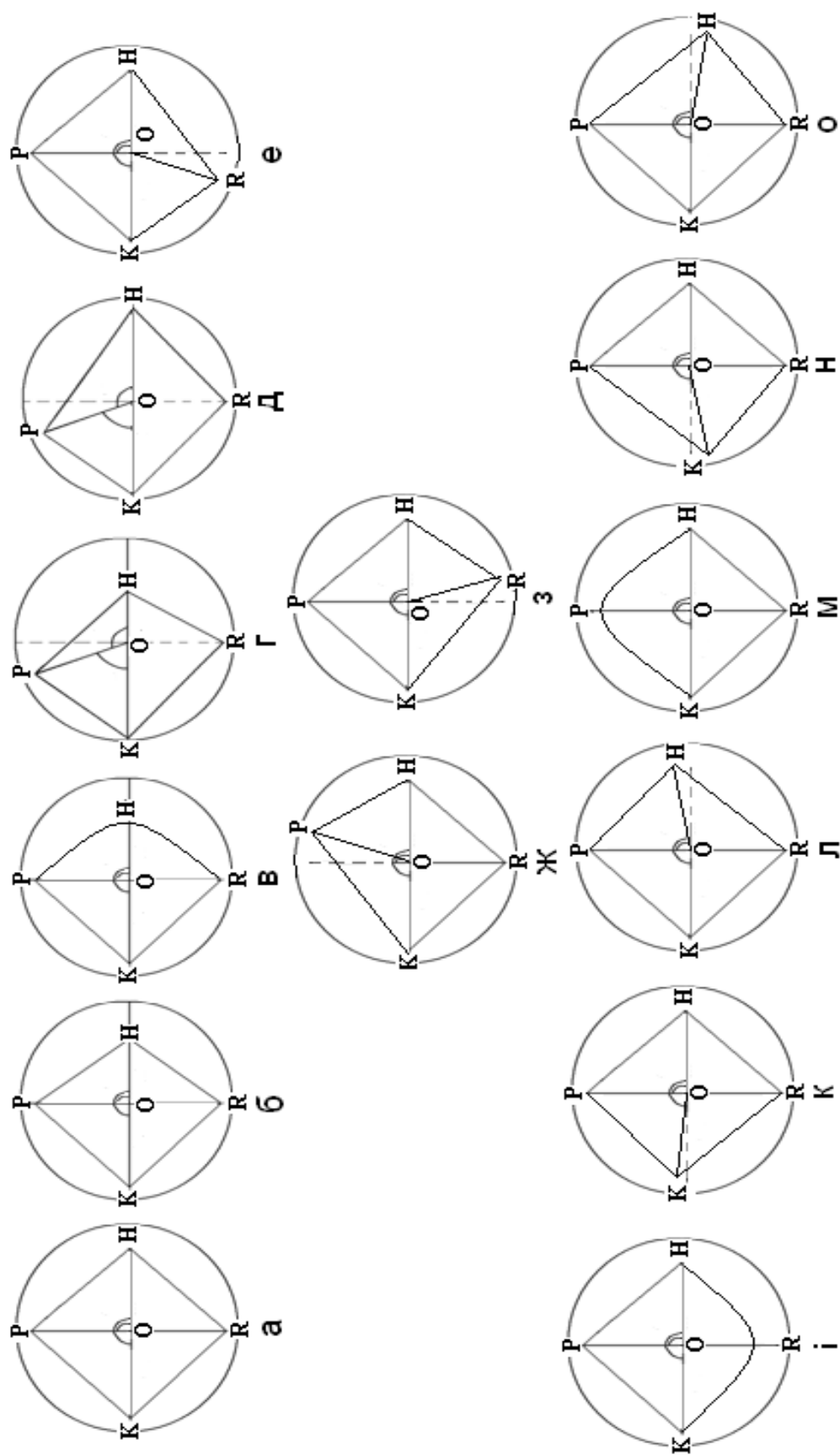


Рис. 3.21. Схеми інтерференційних картин за різної патології ЕОМ

(ОК відповідає ВПМ, ОН – ЗПМ, ОР – ВеПМ, ОР – НшПМ)

Резюме до розділу 3

За результатами дослідження параметрів інтерференційних картин 148 (214 очей) хворих на збіжну та розбіжну косоокість встановлено, що за обома видами косоокості середні співвідношення відрізків горизонтальної та вертикальної діагоналі вірогідно не відрізняються. Значення співвідношень вказують на те, що відрізки відповідної діагоналі відрізняються у середньому на 10%. Порівняння відповідних кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу за збіжній та розбіжній косоокості показало, що всі чотири кути відрізняються вірогідно за критерієм Манна-Уїтні.

Аналіз розподілу внутрішніх напружень у рогівці, визначених з використанням кінцево-елементної моделі оболонки ока, показав, що збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів призводить до збільшення напруження у всій центральній зоні рогівки, яка обмежена ізохромою першого порядку ($p < 0,05$), за цих обставин значної асиметрії розрахункової ізохром не спостерігається, що може бути використано для діагностики співдружньої косоокості. Збільшення зусилля з боку зовнішнього прямого м'яза також не призводить до зростання асиметрії розрахункової ізохром, а також не змінює розподіл внутрішніх напружень у центральній зоні рогівки.

За результатами моделювання встановлено, що наближення точки прикладання зусиль кожного з прямих екстраокулярних м'язів до лімбу більше ніж на 2-3 мм від нормального положення викликає суттєві зміни форми розрахункових ізохром, які зазвичай не спостерігаються на практиці. За умов віддалення точки прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів у бік від лімбу у всіх випадках спостерігаються розрахункові ізохромні східні за формою з ізохромами, які трапляються у хворих на косоокість ($p < 0,05$). Особливістю зміни інтерференційних картин у цих випадках є округлення кута інтерференційного ромбу на стороні дії м'язу, що зміщено у бік екватору ока ($p < 0,05$).

За результатами аналізу інформативних параметрів ізохром

(співвідношення відрізків діагоналей та значення кутів між ними) вперше було встановлено, що наближення місця прикладання зусилля м'яза до лімба від нормального положення вздовж лінії дії, а також його віддалення вздовж лінії дії викликають не лише зміну співвідношення відрізків відповідної діагоналі ($p < 0,05$), але й зміщення кутів ізохромі від відповідних меридіанів в межах від 1^0 до 5^0 ($p < 0,05$); за умов віддалення місця прикладання зусилля верхнього прямого м'яза від нормального положення у бік екватора ока спостерігаються розриви верхнього кута ізохромі ($p < 0,05$), що відрізняє та конкретизує кількісні показники, що характеризують кути, на відміну від результатів Т. О. Босенко [33].

Перелік друкованих праць, опублікованих за матеріалами, викладеними в розділі 3:

1. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Вестник проблем биологии и медицины. 2014; 4(113):139-145. [111].
2. Ковтун НМ. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017; 2(6):81-86. [86].
3. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза. East European Scientific Journal. 2017; 2(18):61-66. [105].
4. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Исследование напряженно-деформированного состояния роговицы глаза с использованием моделей. В: The European Scientific and practical congress "Global Scientific Unity 2014". Prague; 2014. p. 124-126. [112].
5. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Перспективы использования поляризационно-оптического метода в офтальмологии. В: Матеріали XIII з'їзду офтальмологів України. 2014 Трав 21-23; Одеса; 2014. с. 279. [113].
6. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния глаза. В: Тези II з'їзду з

- міжнародною участю «Медична і біологічна інформатика і кібернетика». Медична інформатика і інженерія. 2015; 4:96. [114].
7. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты исследования структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризованного света. В: The International Scientific Association Science & Genesis "Scientific Achievements", Vienna, Austria. Vienna; 2015; 1:89-93. [115].
 8. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. В: Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю "Філатовські читання - 2015". 2015 Трав 21-22; Одеса. Одеса; 2015. с. 192. [116].
 9. Ковтун НМ, Результаты оценки структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризационно-оптического метода. Тези IV Міжнародної науково-практичної конференції студентів та молодих вчених «Актуальні питання теоретичної та практичної медицини». 21-22 квітня 2016 року. Суми, Україна. С.121. [87].
 10. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Классификация поражений глазодвигательных мышц больных с горизонтальным косоглазием. В: Материалы научно-практической конференции с международным участием «Филатовские чтения». 2017 Май 25-26; Одесса. Одесса; 2017. с. 111-112. [117].

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ДІАГНОСТИКИ СПІВДРУЖНОЇ КОСООКОСТІ

4.1. Параметризація інтерференційних картин рогівки хворих на косоокість

Для визначення параметрів інтерференційних картин, що спостерігаються на рогівці ока у поляризованому світлі, було використано підхід, який включав визначення відрізків діагоналей інтерференційного ромбу та кутів між відрізками діагоналей. Крім того нами було запропоновано визначення кутів між відповідними меридіанами.

Для параметризації ІК було використано допоміжні інтерактивні елементи. Параметризацію ІК виконували після переведення повнокольорового RGB оригіналу в копію, подану у відтінках сірого кольору[75]. Для покращення результатів було запропоновано використовувати візуальний контроль в процесі оброблення зображень ІК. Для досягнення мети в процесі проведення параметризації фіксувалися спочатку межі рогівки, що потрібно для визначення її середнього діаметру для подальшого нормування лінійних елементів зображення, оскільки кутові елементи від масштабу не залежать. Після фіксації меж рогівки на зображення автоматично наносився контур цих меж (рис. 4.1). Після цього визначалося положення кутів інтерференційного ромбу (рис. 4.2) і проводилася додаткова розмітка ІК у вигляді вертикальної і горизонтальної вісей, що перетинаються в центрі рогівки (рис. 4.3).

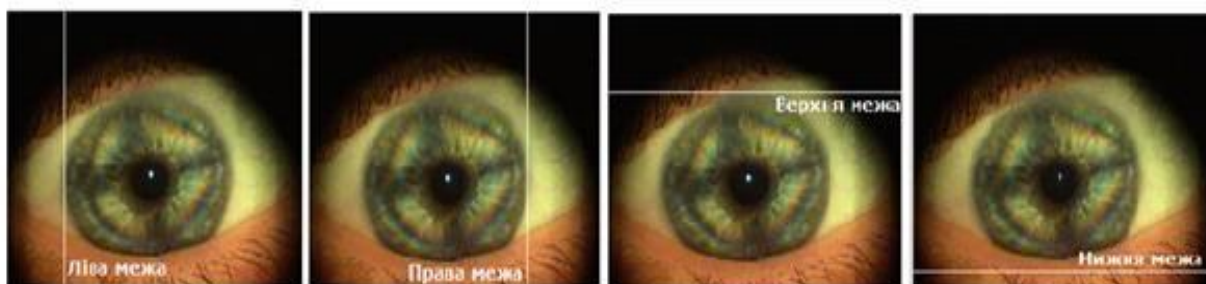


Рис. 4.1. Процес фіксації меж рогівки

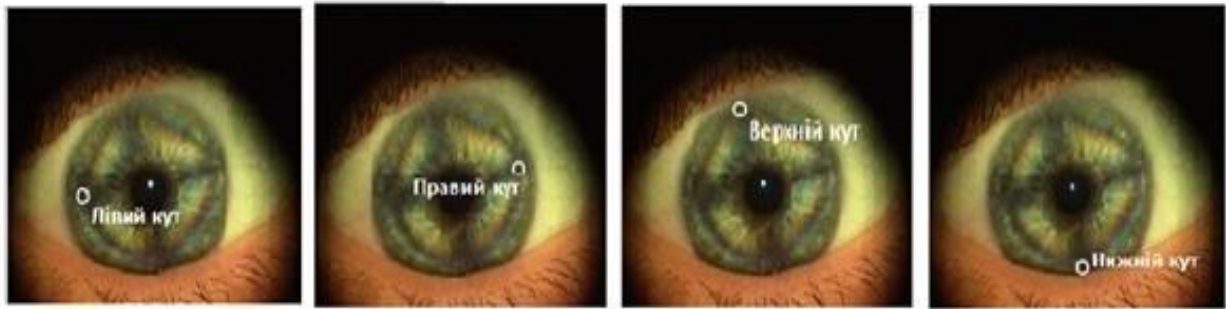


Рис. 4.2. Процес визначення положення кутів інтерференційного ромбу

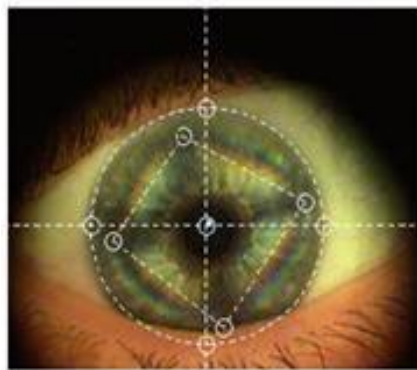


Рис. 4.3. Розмітка інтерференційної картини хворого на косоокість

Під час визначення геометричних параметрів ІК траплялися випадки, коли мали місце зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів (рис. 4.4, а). У подібних випадках нами запропоновано визначення додаткових кутів ($\angle KOX1$, $\angle ROY1$, $\angle NOX2$, $\angle ROY2$), які створюють відрізки діагоналей інтерференційного ромбу з відповідними меридіанами (рис.4.4, б). На рисунку 4.4, в наведено схему ІК у випадку зміщення кутів інтерференційного ромбу з позначенням відрізків та кутів. В результаті на кожній ІК визначалося 10 або 14 (за необхідності) параметрів, які було використано з метою проведення подальших досліджень.

Таким чином, у результаті параметризації ІК визначалися основні, а в разі необхідності і додаткові параметри, які було використано для автоматизації методу визначення патології ЕОМ та створення методу діагностики співдружньої косоокості.

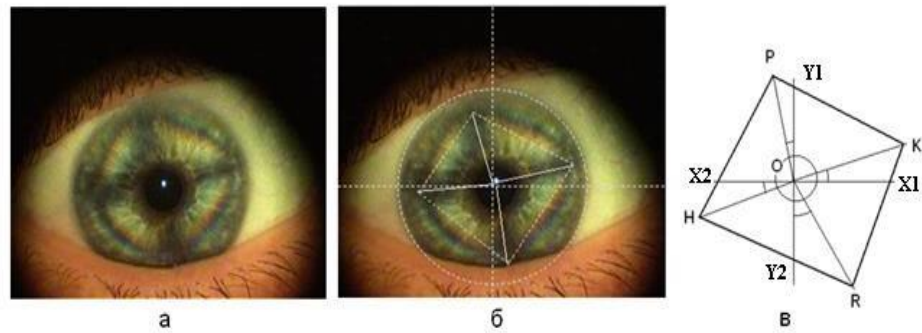


Рис. 4.4. Інтерференційна картина ока за горизонтальної косоокості з вертикальним компонентом (а). Розмітка ІК для визначення її геометричних параметрів (б). Схема ІК (в)

4.2. Результати оцінювання параметрів інтерференційних картин за горизонтальної косоокості

Після параметризації ІК хворих на косоокість було сформовано базу даних (БД), до якої увійшли: вертикальні та горизонтальні діаметри рогівки (D_x , D_y) кожного досліджуваного ока, довжини відрізків діагоналей інтерференційного ромбу (OK , OH , OP , OR) та кути між ними ($\angle KOP$, $\angle POH$, $\angle HOR$, $\angle ROK$), а також додаткові кути ($\angle KOX_1$, $\angle POY_1$, $\angle HOX_2$, $\angle ROY_2$).

Всі показники хворих на косоокість було поділено на дві групи з урахуванням виду косоокості (збіжна, розбіжна). Вертикальна косоокість траплялась у малому відсотку випадків та не була врахована. Для розроблення моделей класифікації було використано показники ІК 167 очей зі збіжною косоокістю та 47 – з розбіжною.

На першому етапі оброблення даних дослідження у кожній групі хворих (зі збіжною або розбіжною косоокістю) було проведено кластеризацію показників з використанням алгоритму нечітких c -середніх відповідно схемі, наведеній на рисунку 4.5. Для кластеризації було використано всі параметри ІК, а не лише відрізки горизонтальної діагоналі та два кути з верхнього квадранту інтерференційного ромбу. Вперше виконано кластеризацію параметрів ІК за розбіжної косоокості. Використаний підхід дає змогу врахувати більш тонкі зміни ІК за різних варіантах патології ЕОМ.

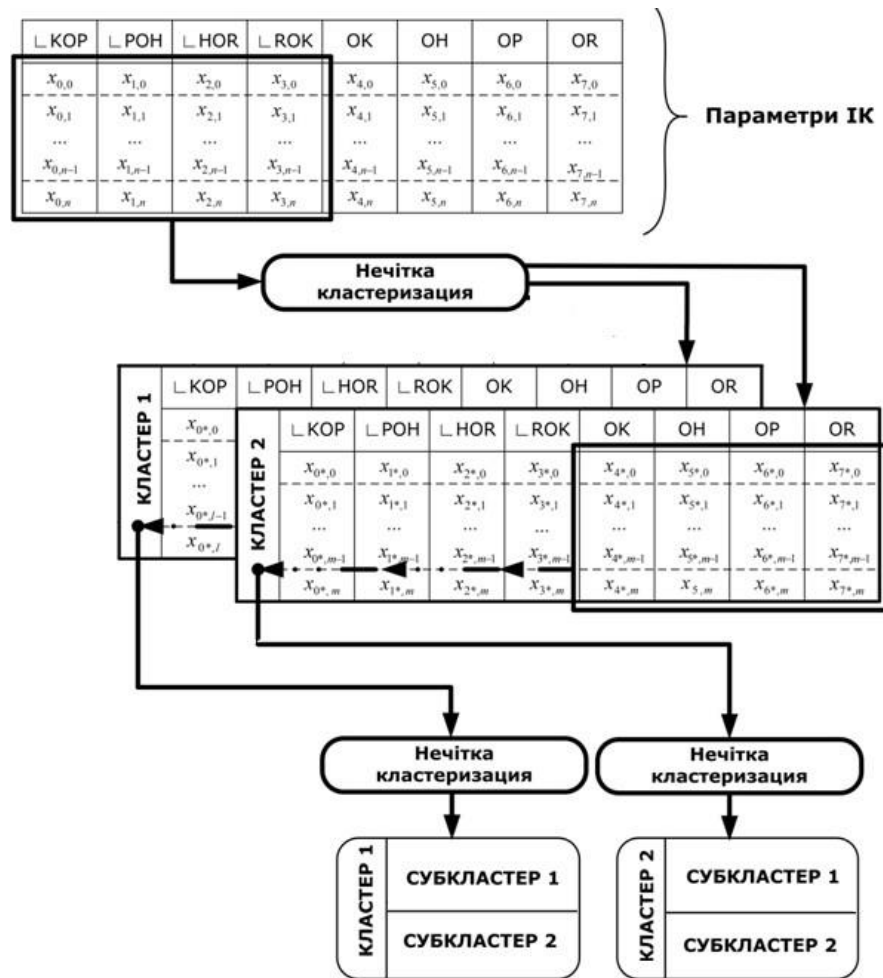


Рис. 4.5. Схема аналізу параметрів інтерференційних картин

Оброблення результатів дослідження параметрів ІК було виконано у два етапи, що наведені на схемі (рис.4.5).

На першому етапі розподіл ІК було виконано за значеннями чотирьох кутів між діагоналями інтерференційного ромбу, що дозволило виділити по два кластери за кожного виду косоокості.

На другому етапі оброблення даних у кожному з виділених кластерів шляхом кластеризації за довжинами відрізків діагоналей інтерференційного ромбу (рис. 4.5) у кожному кластері виділено по два субкластери. Нечітка кластеризація дозволяє об'єднати у кластери та субкластери ІК відповідно значень функцій приналежності. У таблиці 4.1 наведено кількісний склад виділених кластерів та субкластерів.

Таблиця 4.1

**Розподіл очей основної групи у кластери відповідно значенням параметрів
інтерференційних картин (%), n=214**

Вид косоокості	Кластери	Субкластери	
		1	2
Збіжна, n=167	I, n=122	60 (49±4,5)	62 (51±4,5)
	II, n=45	23 (51±7,5)	22 (49±7,5)
Розбіжна, n=47	I, n=24	14 (58±10,1)	10 (42±10,1)
	II, n=23	11 (48±10,4)	12 (52±10,4)

За даними таблиці 4.1 можна зазначити, що за збіжної косоокості у першому кластері угруповано (73±3,4)% очей хворих цієї групи, у другому – (27±3,4)%.

Таким чином, вірогідна більшість ($F=0,000000$; $\chi^2 = 69,59$) хворих зі збіжною косоокістю віднесено до першого кластеру.

За розбіжної косоокості до першого кластеру віднесено (51±7,3)% очей, до другого – (49±7,3)%, тобто кластери практично однакові за об'ємом.

Після кластеризації у кожному з виділених кластерів та субкластерів за збіжної косоокості було визначено середні значення показників (табл. 4.2) та побудовано «портрети» кожного з них (рис. 4.6-4.7). Жирним шрифтом виділено середні значення показників у кластерах та звичайним шрифтом – у субкластерах (табл. 4.2).

За даними табл. 4.2 можна зазначити, що середні значення кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу у першому кластері близькі до прямих. Окрім того, має місце незначне зміщення кутів ромбу від відповідних меридіанів. Такі зміщення спостерігалися нами на розрахункових ізохромах (див. табл. 3.2 та рис. 3.2).

Аналіз співвідношення відрізків діагоналей інтерференційних ромбів першого кластеру та субкластерів та значень кутів між відрізками діагоналей та порівняння отриманих результатів з параметрами розрахункових ізохром, а

Таблиця 4.2

**Значення параметрів інтерференційних картин хворих
на збіжну косоокість, n=167**

Клас-тер	Показники							
	OK	OH	OP	OR	$\angle KOP$	$\angle POH$	$\angle HOR$	$\angle ROK$
I	0,44±0,03	0,39±0,04	0,45±0,05	0,41±0,04	92±4,7	86±5,0	93±5,1	88±6,5
1	0,45±0,03	0,42±0,03	0,45±0,05	0,44±0,03	93±4,5	86±5,0	91±7,2	90±7,0
2	0,43±0,03	0,37±0,03	0,45±0,05	0,38±0,04	92±4,7	85±4,9	95±6,5	88±5,9
II	0,44±0,04	0,39±0,03	0,44±0,05	0,4±0,03	80±5,5¹ U=173,5 p=0,000000	100±6,7¹ U=222,5 p=0,000000	91±7,2	89±5,7
1	0,47±0,03	0,4±0,03	0,46±0,05	0,43±0,02	80±5,3	100±7,8	90±8,1	89±7,0
2	0,42±0,02	0,38±0,03	0,42±0,05	0,38±0,03	80±5,8	100±5,5	93±6,1	88±4,2

Примітка: ¹ - відмінності у значеннях кутів між першим та другим кластером вірогідні за критерієм Манна-Уїтні, $p < 0,05$.

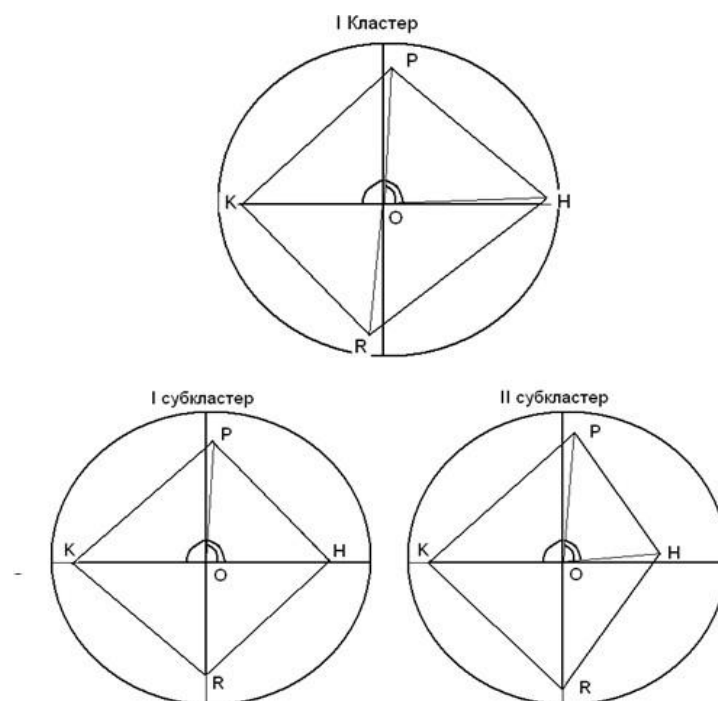


Рис. 4.6. «Портрети» першого кластеру та субкластерів
за збіжної косоокості

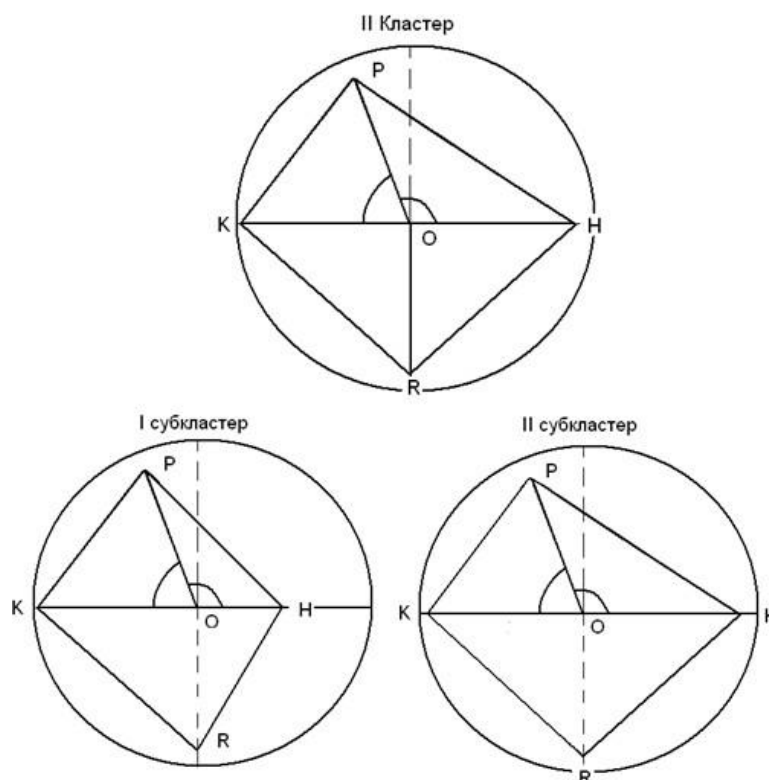


Рис. 4.7. «Портрети» другого кластеру та субкластерів за збіжної косоокості

також урахування результатів клінічних досліджень хворих, параметри ІК яких віднесено до першого кластеру, дозволили встановити, що до першого кластеру потрапили хворі, в яких косоокість пов'язана з дисбалансом дії горизонтальних м'язів.

Відмінності у дії горизонтальних м'язів у хворих, віднесених до першого субкластеру, пов'язані або зі зміщенням місця прикладання ВПМ вздовж лінії дії до лімбу на 1-2 мм, або збільшенням її зусилля на тлі послаблення дії ЗПМ, яке може бути зумовлене віддаленням її від лімбу на 1-2 мм та/або зменшенням зусилля з її боку. Довжини відрізків горизонтальної діагоналі у першому кластері, а також першому субкластері відрізняються у середньому на 10%.

У другому субкластері м'язовий дисбаланс більш виразний, оскільки відрізки горизонтальної діагоналі відрізняються на 20%. ІК у цьому субкластері більш асиметрична. За даними табл. 4.2 обидві варіанти форми

ІК (перший та другий субкластери) спостерігалися практично у рівному відсотку випадків.

Таким чином, якщо в ході дослідження ІК у хворих на збіжну косоокість виявляються кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу у межах $(90 \pm 5,0)^0$, а співвідношення відрізків горизонтальної діагоналі становлять 1,1 – 1,2, то можна говорити про наявність дисбалансу дії горизонтальних м'язів, який може бути усунений стандартною операцією рецесії-резекції ВПМ та ЗПМ ($p < 0,05$). Обсяг хірургічного утручання у цих випадках регламентується відповідним протоколом в залежності від наявного кута косоокості.

Проведений нами аналіз історій хвороби хворих, віднесених до першого кластеру та першого субкластеру, показав, що більшість з них мали кути відхилення очей у межах $5-15^0$ за Гіршбергом. У результаті хірургічного лікування практично у всіх випадках вдалося отримати ортофорічне положення очей.

У другій субкластер потрапили хворі, в яких у 65% випадків спостерігалися також кути косоокості у межах $5-15^0$ та у 35% мали кути косоокості у межах $15-25^0$. У цих хворих після лікування за протоколом, яке включало хірургічне лікування, також вдалося отримати ортофорічне положення очей.

До другого кластеру за збіжної косоокості віднесено 45 хворих, які поділилися на субкластери майже порівну. Параметри ІК хворих, віднесених до цього кластеру, відрізняються від першого (табл.4.2). Основною відмінністю є те, що вірогідно відрізняються кути між діагоналями інтерференційного ромбу, віднесені до верхнього квадранту. Це призводить до зміщення його верхнього кута інтерференційного ромбу у бік ВПМ. У середньому у другому кластері $\angle KOP$ дорівнює 80^0 , а $\angle POH$ дорівнює 100^0 . На рисунку 4.7 наведено «портрети» ІК другого кластеру та двох виділених субкластерів. У першому субкластері окрім зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу відрізки горизонтальної діагоналі відрізняються на

20%, а у другому субкластері – на 10%, тобто у першому випадку ІК більш асиметрична.

Порівняння експериментальних та розрахункових ІК (табл. 3.3; рис. 3.8; рис.3.19) дозволило встановити, що до другого кластеру віднесено хворих, в яких збіжна косоокість зумовлена зміщенням місця прикладання ВеПМ у бік ВПМ. У цих хворих хірургічне втручання на м'язах горизонтальної дії у 40% випадків не призвело до ортофорічного положення очей, остаточні кути становили 5-10°.

Таким чином, 27% випадків збіжної косоокості були викликані зміщенням місця прикладання ВеПМ від лінії дії у бік ВПМ, що порушувало м'язовий баланс та створювало додаткові обертаючі моменти, які викликали відхилення ока. Виявити такі дислокації м'язів існуючими методами неможливо, що вказує на значні перспективи використання поляризаційно- оптичного методу для визначення причин виникнення косоокості.

Серед хворих на горизонтальну косоокість було виділено групу з розбіжною косоокістю. Всього було проаналізовано ІК 47 очей з латеральним відхиленням. Розподіл на кластери та субкластери ІК хворих на розбіжну косоокість наведено в таблиці 4.1.

В таблиці 4.3 наведено середні значення показників ІК у кластерах та субкластерах. Жирним шрифтом виділено середні значення показників у кластерах, звичайним – у субкластерах (табл. 4.3).

Можна зазначити (табл. 4.3), що перший та другий кластери вірогідно відрізняються за значеннями кутів $\angle KOP$ та $\angle POH$. У першому кластері ці кути відрізняються між собою на 32°, а у другому – на 15°, тобто зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у бік ЗПМ більше у першому кластері. Ці відмінності між кластерами та субкластерами гарно ілюструють їх «портрети» (рис. 4.7-4.8). Можна зазначити, що у всіх випадках, окрім відрізків вертикальної діагоналі у першому кластері та другому субкластері, відмінності між відрізками відповідних діагоналей не перевищували 10%.

Порівняння параметрів ІК хворих на розбіжну косоокість з параметрами

Таблиця 4.3

**Значення параметрів інтерференційних картин хворих
на розбіжну косоокість, n=47**

Клас -тер	Показники							
	OK	OH	OP	OR	∠KOP	∠POH	∠HOR	∠ROK
I	0,43± 0,04	0,4± 0,03	0,46± 0,05	0,40± 0,04	106±3,8	74±4,8	90±7,2	91±6,5
	0,45± 0,03	0,40± 0,03	0,48± 0,04	0,43± 0,04	106±4,0	75±3,9	87±4,3	91±7,7
2	0,41± 0,03	0,38± 0,03	0,44± 0,04	0,38± 0,02	105±3,7	71±5,3	94±8,8	89±3,9
II	0,42± 0,03	0,4± 0,03	0,44± 0,04	0,40± 0,04	98±4,0¹ U=36,5 p=0,000000	83±3,8¹ U=27,5 p=0,000000	88±6,1	90±5,0
1	0,44± 0,03	0,42± 0,02	0,45± 0,03	0,40± 0,05	99±3,2	83±2,6	86±5,5	92±5,2
2	0,40± 0,02	0,38± 0,02	0,44± 0,05	0,40± 0,04	97±4,4	84±4,7	90±6,2	89±4,3

Примітка: ¹ - відмінності у значеннях кутів між першим та другим кластером вірогідні за критерієм Манна-Уїтні, p<0,05.

розрахункових ізохром показало, що такі зміни кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу спостерігаються за умов зміщення точки прикладання зусилля ВеПМ у бік ЗПМ (табл. 3.3, рис.3.8 та рис.3.19). З позицій біомеханіки зміщення місця прикладання зусилля ВеПМ латерально змінює баланс дії прямих ЕОМ та призводить до виникнення обертаючого моменту, який відхиляє око латерально. Попередні дослідження [32,33] хворих на розбіжну косоокість також виявили, що її виникнення пов'язане зі зміщенням ВеПМ вбік від лінії дії, або з прикріпленням її сухожилля паралельно лімбу. У цьому випадку порушується анатомічний нахил ВеПМ у горизонтальному напрямі, зберігається лише складова, яка забезпечує вертикальні рухи ока. Такі зміни у балансі зусиль прямих ЕОМ призводять до латерального відхилення ока.

Згідно існуючим в теперішній час уявленнями розбіжна косоокість виникає в умовах гіперфункції ЗПМ або нижнього косого м'яза і відповідно виконуються хірургічні втручання, які полягають у рецесії означених

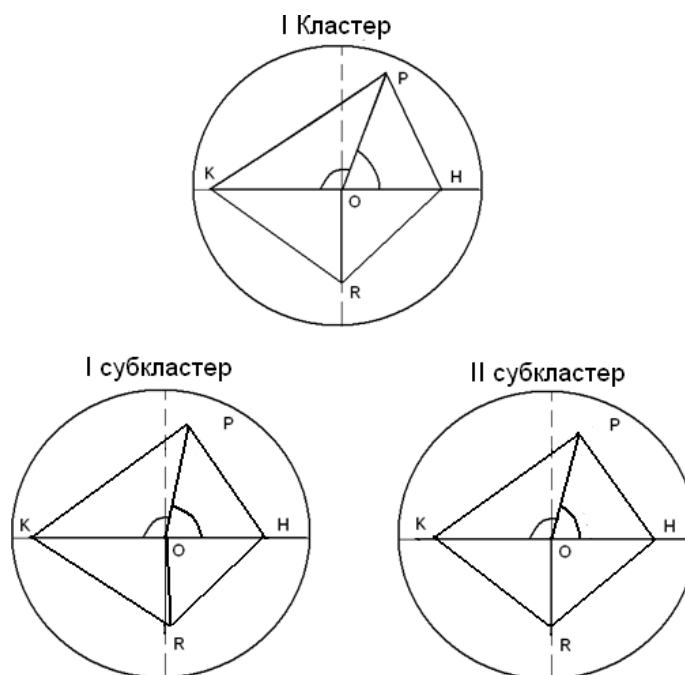


Рис. 4.8. «Портрети» першого кластеру та субкластерів
за розбіжної косоокості

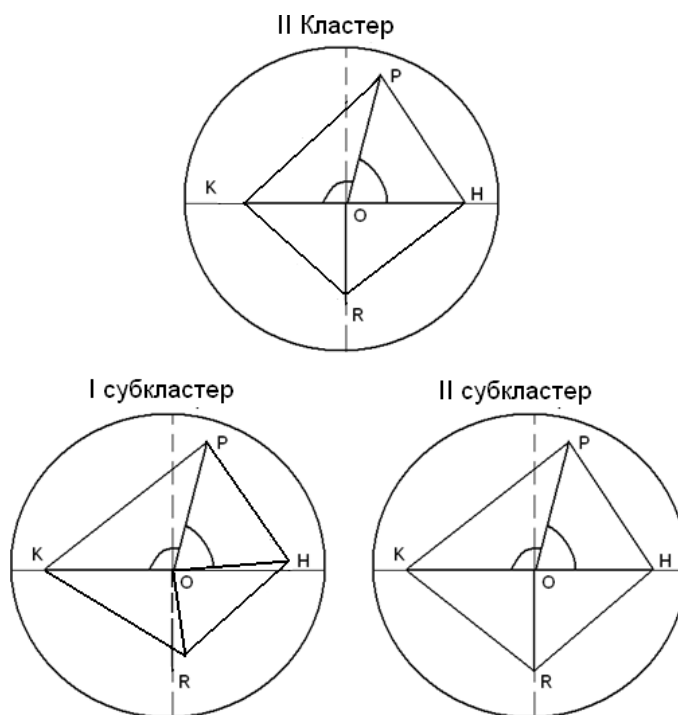


Рис. 4.9. «Портрети» другого кластеру та субкластерів
за розбіжної косоокості

Згідно існуючим в теперішній час уявленнями розбіжна косоокість виникає в умовах гіперфункції ЗПМ або нижнього косого м'яза і відповідно виконуються хірургічні втручання, які полягають у рецесії означених м'язів[32,33]. Досягнути ортофорічного положення очей за наведеними методиками не завжди вдається, оскільки не усувається причина його виникнення. У всіх випадках розбіжної косоокості нами виявлено наявність зміщення ВеПМ від нормального положення у бік ЗПМ. Моделювання випадків зміщення ВеПМ обома способами (Розділ 3) підтвердило зміну форми ІК у цих випадках, яка полягає у зміщенні верхнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямі.

Всі хворі на розбіжну косоокість з досліджуваної групи були прооперовані за стандартною методикою, яка визначена протоколом лікування косоокості. Лікування полягало у рецесії ЗПМ та за необхідності резекції ВПМ. Було досягнуто ортофорічне положення очей у 49% випадків. Всі хворі з успішним результатом хірургічного утручання відносилися до другого кластеру, в якому було виявлено менші зміни ІК у порівнянні з нормою. У 51% хворих з розбіжною косоокістю, які віднесено до першого кластеру, мали місце остаточні кути косоокості та не було досягнуто ортофорії.

Проведені дослідження параметрів ІК хворих на горизонтальну косоокість дозволили визначити кількісні значення їх параметрів в умовах різних відхилень ока від ортофорічного положення, що стало основою для розроблення методу класифікації патології ЕОМ та методу діагностики співдружної косоокості для визначення шляхів її усунення.

4.3. Особливості форми інтерференційних картин очей хворих на вертикальну косоокість

Базуючись на результатах моделювання [43, 88, 89, 101, 108, 110] для проведення досліджень нами були визначити основні особливості ІК за вертикальної косоокості або горизонтальної з вертикальним компонентом.

Зміна зусиль вертикальних м'язів. Зміщення місця прикладання зусилля м'яза вздовж лінії дії еквівалентно посиленню або послабленню дії м'яза. Під час використання моделі напружено-деформованого стану рогівки на основі теорії тонких оболонок встановлено, що віддалення ВеПМ від лімба на 1-3 мм, що еквівалентно послабленню її дії, не викликає суттєвої зміни форми ІК. За умов зміщення на 4 мм на ІК спостерігається розрив верхнього кута розрахункової ізохромі. Це явище ми спостерігали на практиці.

Таким чином, за умов спостереження такого розриву можна вважати наявність зміщення ВеПМ вздовж лінії дії у бік від лімба. За умов наближення ВеПМ до лімба спостерігається зміщення нижнього кута інтерференційного ромбу десь на 5^0 у бік ЗПМ (табл. 3.2, рис. 3.4).

За умов зміщення НиПМ до лімба зміни форми ІК не спостерігається, за умов віддалення від лімба на 1-3 мм спостерігається зміщення нижнього кута інтерференційного ромбу у бік до ЗПМ на 10^0 (табл.3.2, рис.3.5).

Таким чином, зміщення м'язів вертикальної дії до або від лімба на ІК проявляється зміщенням нижнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямі.

Збільшення зусилля м'язів вертикальної дії від 0,4 до 0,7 Н не призводить до суттєвої зміни форми ІК (рис. 3.12), має місце лише перерозподіл напружень у центральній частині рогівки.

Зміщення горизонтальних м'язів від лінії дії. З позицій біомеханіки відхилення ока у вертикальному напрямі можливі за умов зміщення місця прикладання зусиль м'язів горизонтальної дії. Дислокація ВПМ до ВеПМ на 1-2 мм призводить до зміщення у той же бік відповідного кута інтерференційного ромбу (табл. 3.3, рис. 3.6 та 3.17). Розрахунки показали, що у цих випадках спостерігається збільшення $\angle ROK$ до 115^0 , відповідно $\angle KOP$ до 70^0 .

Таким чином, якщо на ІК хворого на вертикальну косоокість спостерігається зміна відповідних кутів інтерференційного ромбу можна

припускати наявність у хворого зміщення ВПМ за часовою стрілкою на 1-2мм.

За умов зміщення ВПМ до НиПМ на 1-2 мм також спостерігається зміна відповідних кутів інтерференційного ромбу (табл.3.3, рис. 3.7 та 3.18). У цьому випадку $\angle KOP$ збільшується до 120, а $\angle ROK$ зменшується до 60^0 . За умов виявлення подібних змін на ІК хворого на вертикальну косоокість можна вважати, що має місце зміщення ВПМ до НиПМ.

Якщо у хворого має місце відхилення ока або обох очей у вертикальному напрямку, а параметри ІК не відрізняються від нормальних (табл.3.2 та 3.3) можна вважати наявність патології косих м'язів.

Наведені результати досліджень розрахункових ізохром можуть бути використані для виявлення патології ЕОМ у клінічній практиці разом з традиційними методами обстеження.

4.4. Розроблення моделей класифікації інтерференційних картин очей хворих на співдружню косоокість

Для того, щоб можна було використовувати результати аналізу форми ІК на практиці необхідно було розробити моделі класифікації їх параметрів, які дозволяють визначити можливі порушення ЕОМ. Для цього було використано нечітку логіку. Етапи розроблення моделей класифікації параметрів ІК для збіжної та розбіжної косоокості наведено на рисунку 4.8.

Обидві моделі формуються з використанням однакових процедур, в ході подальшого їх використанні потрібно буде вказувати вид косоокості (збіжна або розбіжна).

Для розроблення моделей з початку формується навчальна вибірка, яка складається з 12 параметрів ІК, які описано у параграфі 4.1. Параметри ІК кожного ока доповнюються номером кластеру та субкластеру, до яких вони були віднесені за результатами нечіткої кластеризації за алгоритмом нечітких с-середніх (підрозділ 4.2) та піддаються гірській кластеризації з метою отримання нечіткої правил.

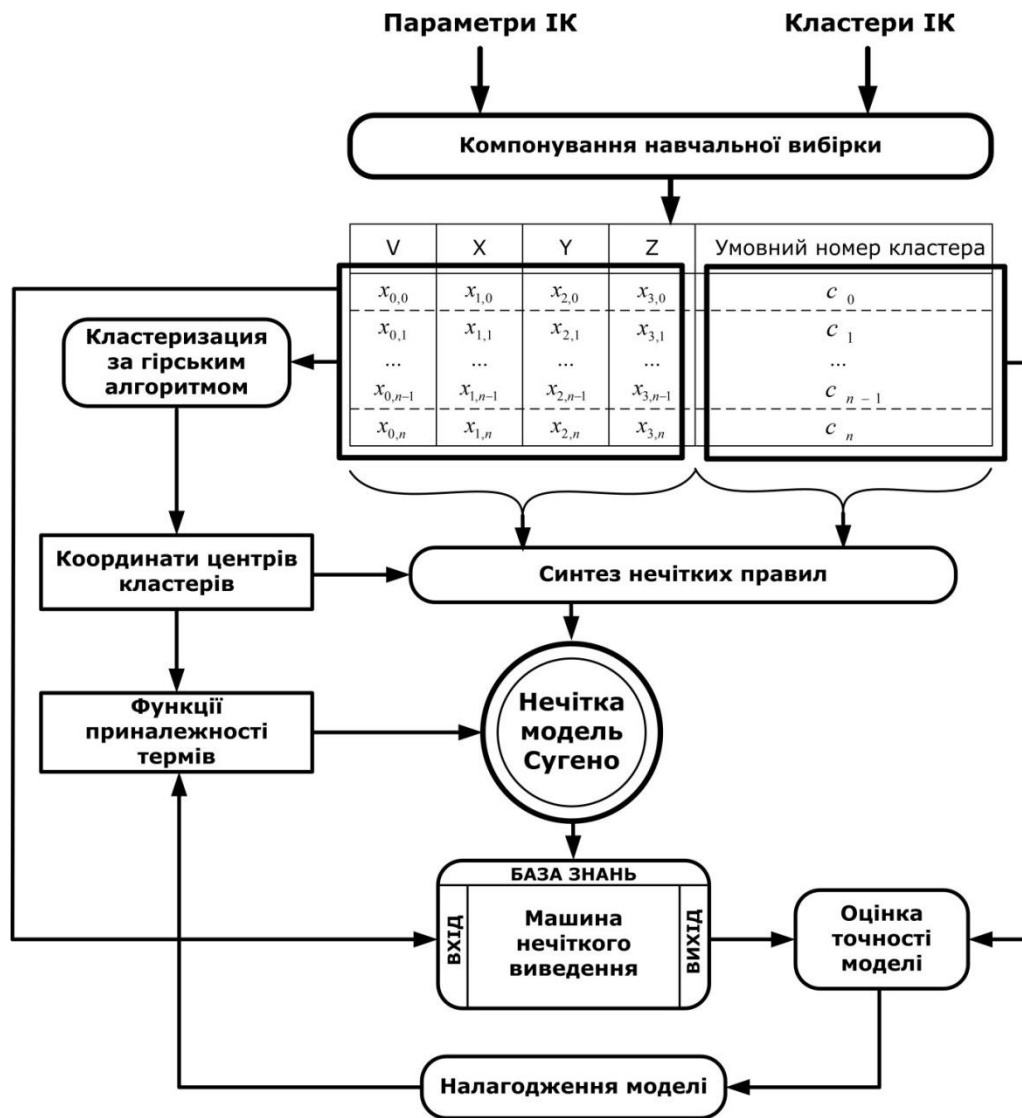


Рис. 4.8. Схема процедури розроблення моделей класифікації параметрів інтерференційних картин

Навчальна вибірка складається зі стовпців з параметрами ІК (стовпці V, X, Y, Z в кожній групі моделей відповідають параметрам кутів або відрізків), і стовпчика з умовними номерами кластерів, які було визначено під час проведення попереднього оброблення даних. Далі для отримання нечітких правил, в навчальній вибірці параметри ІК піддаються додатковій кластеризації за гірським алгоритмом (субтрактивна кластеризація). Використання цього алгоритму, на відміну від алгоритму нечітких с-середніх, не вимагає безпосереднього указання кількості кластерів, яка має бути отримана. Це пояснює достатньо часте його використання для синтезу

нечітких правил. Кожному з отриманих додаткових кластерів ставиться у відповідність одне нечітке правило виду: «ЯКЩО $x = x'$, ТО $y = y'$ », де x - вхідний значення параметра, y - вихідне значення параметра, x' , y' - нечіткі терми «БЛИЗЬКО x », «БЛИЗЬКО y ».

Для формалізації нечітких термів використовуються функції приналежності аппроксимовані функцією Гауса (див. Розділ 2), де точкам максимуму (b) ставиться у відповідність координати центрів отриманих кластерів, а параметр стиснення-розтягування (c) потім використовується за умов налаштування моделі.

Далі проводиться розрахунок умовних номерів кластерів (нечіткий логічний висновок) за вхідними даними параметрів ІК за допомоги стандартної машиною нечіткого виведення Сугено з використанням отриманої нечіткої моделі. Розраховані таким чином умовні номери кластерів порівнюються з апіорними значеннями з навчальної вибірки, і проводиться оцінка точності моделі.

Якщо розраховані значення відрізняються від апіорних, то проводиться настройка моделі шляхом зміни параметрів стиснення розтягування функції приналежності до тих пір, поки не буде досягнутий максимум точності моделі.

Для більш точної класифікації параметрів інтерференційних картин очей хворих на горизонтальну косоокість було використано двоступінчастий алгоритм. На першому етапі його використання розподіл на кластери проводилося по кутах між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, на другому- за значеннями довжин відрізків його діагоналей. В результаті всередині кожного кластера отримано по два субкластера. Такий підхід дозволяє підвищити точність визначення виду ураження ЕОМ і поліпшити якість діагностичного процесу.

Одержані нечіткі логічні рівняння, які становлять модель визначення кластеру, до якого відносяться параметри ІК, за збіжної косоокості мають вигляд:

$$\mu_{KK}^1(X) = \mu_{KOP}^1(x_{KOP}) \wedge \mu_{POH}^1(x_{POH}) \wedge \mu_{HOR}^1(x_{HOR}) \wedge \mu_{ROK}^1(x_{ROK}) \quad (4.1)$$

$$\mu_{KK}^2(X) = \mu_{KOP}^2(x_{KOP}) \wedge \mu_{POH}^2(x_{POH}) \wedge \mu_{HOR}^2(x_{HOR}) \wedge \mu_{ROK}^2(x_{ROK}) \quad (4.2)$$

$$\mu_{KK}^3(X) = \mu_{KOP}^3(x_{KOP}) \wedge \mu_{POH}^3(x_{POH}) \wedge \mu_{HOR}^3(x_{HOR}) \wedge \mu_{ROK}^3(x_{ROK}) \quad (4.3)$$

$$\mu_{KK}^4(X) = \mu_{KOP}^4(x_{KOP}) \wedge \mu_{POH}^4(x_{POH}) \wedge \mu_{HOR}^4(x_{HOR}) \wedge \mu_{ROK}^4(x_{ROK}) \quad (4.4)$$

де $\mu_{KK}^n(X)$ – ступень виконання правил нечіткої бази знань для вхідного вектора показників кутів;

$X = \{x_{KOP}, x_{POH}, x_{HOR}, x_{ROK}\}$ $\mu_{KOP}^n(x_{KOP}), \mu_{POH}^n(x_{POH}), \mu_{HOR}^n(x_{HOR}), \mu_{ROK}^n(x_{ROK})$ – функції

приналежності кутів нечіткому терму бази знань;

n – порядковий номер нечіткого правила.

Для апроксимації багато вимірної функції приналежності кожного нечіткого кластера функціями належності термів вхідних і вихідних змінних були розраховані їх оптимізовані параметри (табл. 4.4).

Таблиця 4.4

Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих на збіжну косоокість на кластери

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		$\sqsubset$ KOP	$\sqsubset$ POH	$\sqsubset$ HOR	$\sqsubset$ ROK
1	b_1	3.6876	6.1708	6.1303	5.7762
	c_1	90.3349	89.8712	90.0186	89.9536
2	b_2	4.6810	6.4998	6.8150	5.8440
	c_2	95.1466	80.1360	94.7584	90.0414
3	b_3	5.0069	7.0127	6.8168	5.3187
	c_3	80.2809	99.4753	90.4018	89.9659
4	b_4	4.6807	5.6960	6.1564	5.6452
	c_4	85.2178	79.6248	105.1920	90.0370

У таблиці 4.5 наведено коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил, призначених для розподілу хворих на збіжну косоокість на кластери за кутами між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу.

Таблиця 4.5

Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що розділяє хворих на збіжну косоокість на кластери за кутами між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу

№ правила	Параметри функцій продукції				
	$\angle KOP$	$\angle PON$	$\angle HOR$	$\angle ROK$	Залишковий член
1	-0.0373	0.0331	0.0048	0.0098	0.0001
2	-0.0058	0.0144	0.0002	0.0051	0.0001
3	0.0160	-0.0068	0.0092	0.0076	0.0001
4	-0.0062	0.0084	0.0054	0.0028	0.0001

Після визначення кластера показники ІК було піддано кластеризації з метою визначення субкластеру, що виконується за значеннями довжини відрізків діагоналей. Відповідні нечіткі логічні рівняння, які становлять модель визначення субкластеру, мають вигляд:

$$\mu_{KB}^1(X) = \mu_{OK}^1(x_{OK}) \wedge \mu_{OH}^1(x_{OH}) \wedge \mu_{OP}^1(x_{OP}) \wedge \mu_{OR}^1(x_{OR}) \quad (4.5)$$

$$\mu_{KB}^2(X) = \mu_{OK}^2(x_{OK}) \wedge \mu_{OH}^2(x_{OH}) \wedge \mu_{OP}^2(x_{OP}) \wedge \mu_{OR}^2(x_{OR}) \quad (4.6)$$

$$\mu_{KB}^3(X) = \mu_{OK}^3(x_{OK}) \wedge \mu_{OH}^3(x_{OH}) \wedge \mu_{OP}^3(x_{OP}) \wedge \mu_{OR}^3(x_{OR}) \quad (4.7)$$

$$\mu_{KB}^4(X) = \mu_{OK}^4(x_{OK}) \wedge \mu_{OH}^4(x_{OH}) \wedge \mu_{OP}^4(x_{OP}) \wedge \mu_{OR}^4(x_{OR}) \quad (4.8),$$

де $\mu_{KB}^n(X)$ – ступінь виконання правил нечіткої бази знань для вхідного вектора показників відрізків;

$X = \{x_{OK}, x_{OH}, x_{OP}, x_{OR}\}$; $\mu_{OK}^n(x_{OK}), \mu_{OH}^n(x_{OH}), \mu_{OP}^n(x_{OP}), \mu_{OR}^n(x_{OR})$ – функції приналежності відрізків нечіткому терму бази знань;

n – порядковий номер нечіткого правила.

Для наведених рівнянь було розраховано параметри функцій

приналежності (табл. 4.6 та 4.8) і коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі (табл.4.7 та 4.9).

Таблиця 4.6

**Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції
приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих першого
кластеру на субкластери за відрізками діагоналей**

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		OK	OH	OP	OR
1	b_1	0.0371	0.0318	0.0424	0.0354
	c_1	0.4300	0.4300	0.4300	0.4300
2	b_2	0.0371	0.0318	0.0424	0.0354
	c_2	0.4300	0.3700	0.4100	0.3700
3	b_3	0.0371	0.0318	0.0424	0.0354
	c_3	0.4300	0.3800	0.4800	0.4000
4	b_4	0.0371	0.0318	0.0424	0.0354
	c_4	0.4300	0.4000	0.5000	0.4300

Таблиця 4.7

**Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що
розділяє хворих на збіжну косоокість першого кластеру на субкластери
за відрізками діагоналей інтерференційного ромбу**

№ правила	Параметри функцій продукції				
	OK	OH	OP	OR	Залишковий член
1	0.1170	9.6167	-1.9386	6.8912	-5.6549
2	-2.6954	2.2590	4.0800	0.9176	0.4910
3	-0.0011	13.9237	11.8801	23.3228	-16.7336
4	-3.1377	13.0725	4.0026	9.55781	-10.4473

Таблиця 4.8

**Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції
приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих другого
кластеру на субкластери за відрізками діагоналей**

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		OK	OH	OP	OR
1	b_1	0.0281	0.0270	0.0503	0.0174
	c_1	0.4435	0.4005	0.4593	0.4207
2	b_2	0.0296	0.0224	0.0494	0.0231
	c_2	0.4070	0.3912	0.3901	0.3866
3	b_3	0.0294	0.0257	0.0549	0.0254
	c_3	0.4093	0.3606	0.4600	0.3788
4	b_4	0.0306	0.0235	0.0525	0.0275
	c_4	0.4904	0.4196	0.5096	0.4220

Таблиця 4.9

**Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що
розділяє хворих на збіжну косоокість другого кластеру на субкластери за
відрізками діагоналей інтерференційного ромбу**

№ правила	Параметри функцій продукції				
	OK	OH	OP	OR	Залишковий член
1	-1.4981	-4.5191	2.9831	14.2312	-4.2246
2	0.90592	16.7706	-7.2650	6.2943	-4.6840
3	-2.3649	11.0516	-3.4852	8.7635	-2.3754
4	-3.9415	0.4915	-1.4638	-7.5761	6.7381

Аналогічний вигляд мають моделі для класифікації показників ІК хворих на розбіжну косоокість. В таблицях 4.10-4.15 наведено відповідні параметри гаусових функцій та коефіцієнти лінійних функцій приналежності нечітких моделей за розбіжної косоокості.

Таблиця 4.10

Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих на розбіжну косоокість на кластери

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		$\perp$ KOP	$\perp$ PON	$\perp$ HOR	$\perp$ ROK
1	b_1	4.4729	5.3863	6.3498	6.1935
	c_1	99.9464	79.9786	89.9711	90.0732
2	b_2	4.3356	5.1771	6.1057	6.23316
	c_2	105.0412	74.9289	90.0116	90.0190
3	b_3	4.5427	5.3290	5.8629	6.1768
	c_3	90.0510	89.9353	90.0952	89.9302
4	b_4	4.4252	5.6169	6.1335	6.1896
	c_4	104.9857	75.1318	79.9100	99.9939

Таблиця 4.11

Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що розділяє хворих на розбіжну косоокість на кластери за кутами між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу

№ правила	Параметри функцій продукції				
	$\perp$ KOP	$\perp$ PON	$\perp$ HOR	$\perp$ ROK	Залишковий член
1	-0.25649	0.2603	0.04868	0.0284	0.0002
2	-0.0116	0.0076	0.0174	0.0044	0.0001
3	-0.7793	-0.2503	0.5244	0.5265	0.0001
4	-0.1054	0.1330	0.04950	-0.0173	0.0001

Таблиця 4.12

**Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції
приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих першого
кластеру на субкластери за відрізками діагоналей**

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		OK	OH	OP	OR
1	b_1	0.0265	0.0212	0.0300	0.0242
	c_1	0.4200	0.4200	0.4500	0.4200
2	b_2	0.0265	0.0212	0.0300	0.0242
	c_2	0.4100	0.3900	0.4400	0.3700
3	b_3	0.0265	0.0212	0.0300	0.0242
	c_3	0.4700	0.4000	0.4400	0.4400
4	b_4	0.0265	0.0212	0.0300	0.0242
	c_4	0.4100	0.3400	0.4100	0.3600

Таблиця 4.13

**Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що
розділяє хворих на розбіжну косоокість першого кластеру на
субкластери за відрізками діагоналей інтерференційного ромбу**

№ правила	Параметри функцій продукції				
	OK	OH	OP	OR	Залишковий член
1	-8.1834	9.0398	-7.1156	-6.5567	6.6106
2	-22.6540	-0.7472	8.0529	43.0556	-7.6909
3	-3.7657	1.7594	1.5554	-0.3022	1.5441
4	176.3645	-18.8523	-5.9880	1.2025	-61.8557

Таблиця 4.14

**Параметри гаусових функцій, якими апроксимуються функції
приналежності нечітких правил моделі, що розділяють хворих другого
кластеру на субкластери за відрізками діагоналей**

№ правила	Параметри функцій приналежності	Значення параметрів			
		OK	OH	OP	OR
1	b_1	0.0227	0.0187	0.0358	0.0363
	c_1	0.4203	0.4204	0.4397	0.3809
2	b_2	0.0250	0.0191	0.0359	0.0459
	c_2	0.3798	0.3989	0.4498	0.4089
3	b_3	0.0246	0.0190	0.0356	0.0415
	c_3	0.4604	0.3919	0.4601	0.4105
4	b_4	0.0259	0.0136	0.0359	0.0402
	c_4	0.4110	0.3485	0.3907	0.4099

Таблиця 4.15

**Коефіцієнти лінійних функцій у висновках нечітких правил моделі, що
розділяє хворих на розбіжну косоокість другого кластеру на субкластери
за відрізками діагоналей інтерференційного ромбу**

№ правила	Параметри функцій продукції				
	OK	OH	OP	OR	Залишковий член
1	8.8354	0.3221	-2.5442	-1.3007	-1.4569
2	7.1602	-10.6911	-1.9488	-1.9070	5.2592
3	-3.7013	3.5456	0.9199	-9.5201	4.8229
4	291.8843	95.4303	16.5317	-124.3017	-106.5710

Для оцінки адекватності розроблених моделей класифікації параметрів ІК використовувався наступний підхід: з навчальної вибірки витягалася один рядок, відповідний набору показників конкретної інтерференційної картини, і синтезувалася модель. З її використанням обчислювався номер групи (кластеру, субкластеру), до якої відноситься обраний набір показників. Така операція проводилася для кожного рядка в вибірці. Перевірка показала, що всі ІК були правильно класифіковані з використанням розроблених функцій приналежності.

Процес класифікації ІК з метою визначення патології ЕОМ наведено на рисунку 4.9.

Розроблені моделі працюють таким чином:

- визначається напрямок відхилення очей (медіальний, латеральний);
- проводиться реєстрація ІК та їх параметризація у інтерактивному режимі;
- з використанням розроблених моделей, які відповідають визначеному напрямку відхилення ока, проводиться визначення кластеру та субкластеру, до якого відноситься відповідна ІК;
- в залежності від кластеру та субкластеру, до якого віднесено ІК конкретного хворого, визначається патологія ЕОМ.

За збіжної косоокості віднесення ІК до першого кластеру вказує на функціональний дисбаланс м'язів горизонтальної дії (І субкластер – менш виразний; ІІ субкластер – більш виразний). Віднесення ІК до другого кластеру вказує на зміщення верхнього прямого м'яза у медіальному напрямі (І субкластер – більш виразне зміщення; ІІ субкластер – зміщення у меншому ступені).

Таким чином, віднесення ІК за значеннями параметрів до відповідного кластеру дозволяє визначити можливу причину виникнення косоокості. Подальший розподіл кластерів на субкластери дозволяє визначити ступень патології відповідної ЕОМ, який більш або менш виражений. Більш точну класифікацію патології ЕОМ за параметрами ІК можна буде розробити за результатами хірургічного лікування косоокості, коли у відповідність до

параметрів ІК будуть поставлені конкретні обсяги хірургічного утручання. У цьому випадку можна буде не тільки визначити, який з м'язів викликає відхилення ока у конкретному випадку, алей надати рекомендацію щодо схеми та обсягу хірургічного утручання.

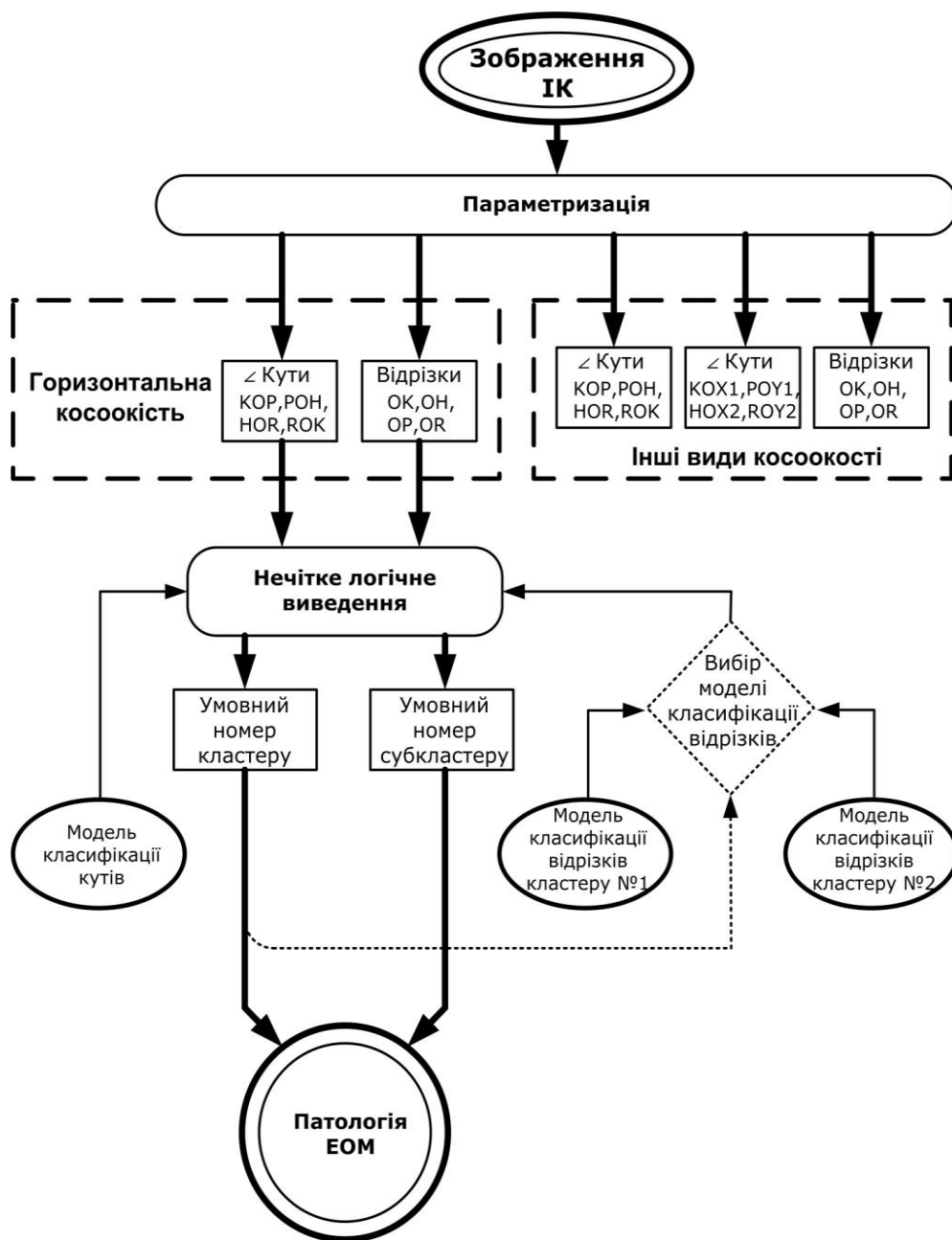


Рис. 4.9. Узагальнена схема процесу класифікації ІК

з метою визначення патології ЕОМ

На рис.4.9 передбачено можливість параметризацію ІК, які за своїми параметрами не відповідають тим, які увійшли у розроблену класифікацію (виділено пунктиром «Інші види косоокості»). У хворих, які взяли участь у проведеному дослідженні, практично у всіх випадках спостерігалось горизонтальне відхилення очей. Нами, на основі моделювання різних варіантів патології ЕОМ та клінічного досвіду, визначено особливості ІК за різної патології ЕОМ, яка викликає не лише горизонтальні відхилення.

Для спрощення проведення аналізу форми ІК з метою визначення можливої патології ЕОМ без використання СППР, у випадках вертикальної косоокості або горизонтальної з вертикальним компонентом, було запропоновано таку послідовність дій:

- порівняти кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу;
- порівняти довжини горизонтальних відрізків діагоналей інтерференційного ромбу;
- порівняти довжини відрізків вертикальної діагоналі інтерференційного ромбу;
- оцінити наявність відхилення кутів інтерференційного ромбу та від відповідних меридіанів.

4.5. Результати розробки математичної моделі діагностики співдружної косоокості

Для практичного застосування отриманих результатів досліджень розроблено математичну модель діагностики співдружної косоокості, в якій використовується програмний застосунок (ПЗ) для визначення анатомо-функціонального стану прямих ЕОМ. Структурна схема математичної моделі діагностики співдружної косоокості наведена на рисунку 4.10.

Математична модель діагностики співдружної косоокості передбачає 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») [72, 269], після чого класифікується з використанням нечітких моделей, що дозволяє визначити наявну патологію ЕОМ. Лікар, який працює з математичною моделю діагностики співдружної косоокості може в 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 рисунку 4.11.

Таблиця «Persons» зберігає базову інформацію про обстежуваних осіб, таблиця «Records» - про результати 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 під час розроблення 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 редагувати 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

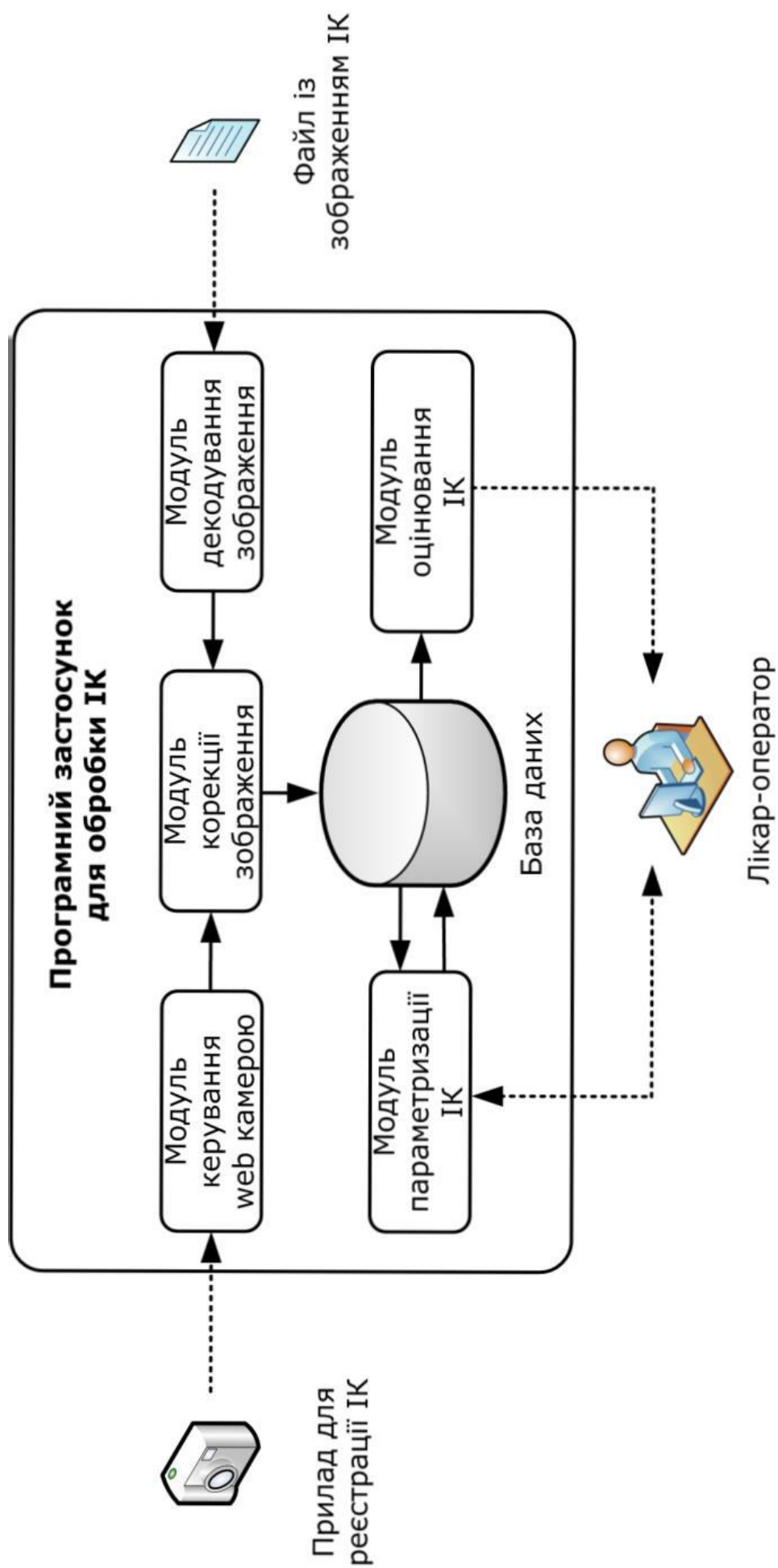


Рис. 4.10. Структурна схема математичної моделі діагностики СК щодо визначення патології ЕОМ

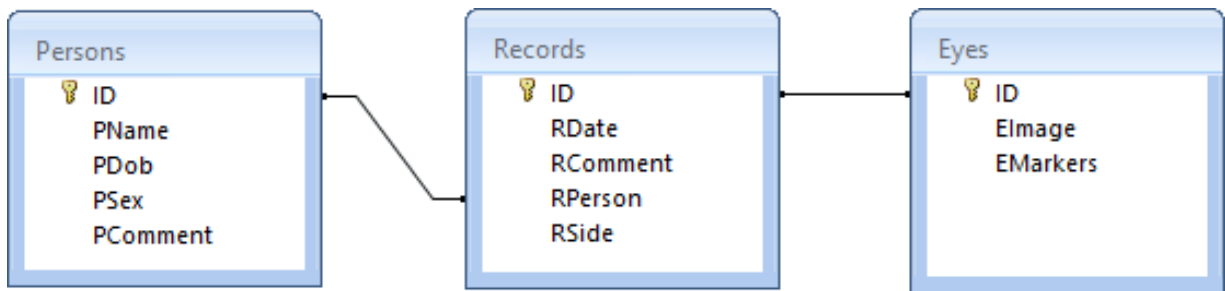


Рис. 4.11. Структура бази даних математичної моделі діагностики СК

досліджуваної ІК. Приклад оброблення зображення ІК хворого на косоокість наведено на рисунках 4.1-4.3. На першому етапі оброблення зображення за допомоги вертикальних та горизонтальних ліній визначаються вертикальний і горизонтальний діаметри рогівки. На другому етапі – за допомоги кільцевого інтерактивного покажчика відмічаються кути інтерференційного ромба.

На рисунку 4.12 наведено головне вікно ПЗ. Праворуч наведено визначені нормовані параметри ІК хворого на косоокість (рис. 4.12). Співвідношення довжин відрізків діагоналей інтерференційного ромбу ($OK/ON=0,97$; $OP/OR=0,96$) вказує на достатньо симетричну дію горизонтальних та вертикальних м'язів.

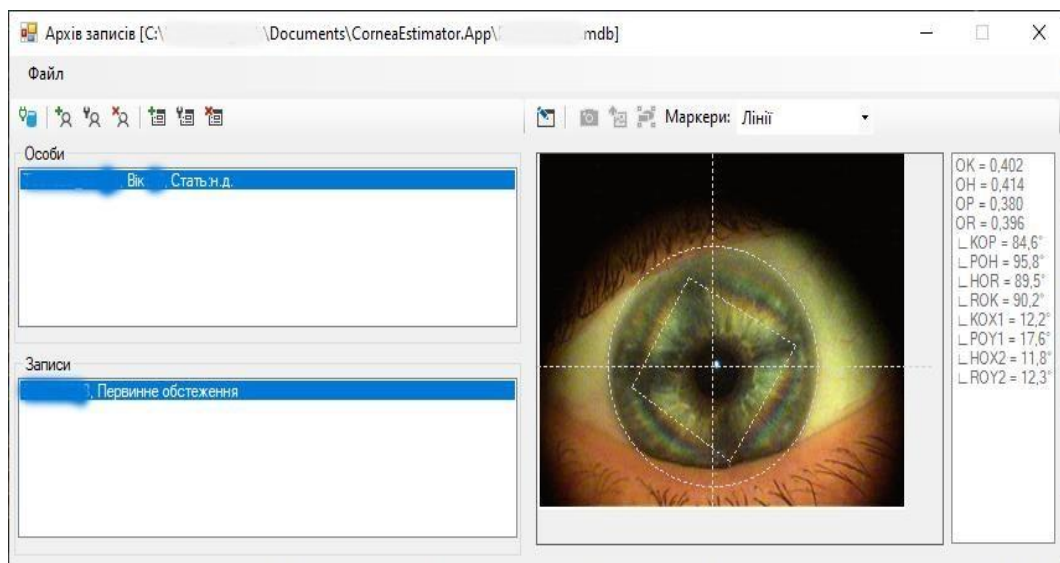


Рис. 4.12. Головне вікно програмного застосунку

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.

В ході отримання подібних зображень, коли кути між діагоналями інтерференційного ромба та меридіанами відмінні від нуля треба проводити ретельне обстеження хворого за існуючими стандартами, а також оцінку особливостей ІК. Це дозволить уникнути помилок у визначенні тактики лікування хворого та запобігти появі остаточних кутів косоокості.

У результаті проведених досліджень розроблено класифікацію патології ЕОМ за горизонтальною косоокістю. Але на практиці зустрічаються вертикальна косоокість та горизонтальна косоокість з вертикальним компонентом. У цих випадках також можливий аналіз параметрів інтерференційних картин та визначення патології ЕОМ, але без використання моделей класифікації, а за ознаками, які були одержані в умовах моделювання різних варіантів стану м'язів. Отримані ІК хворих також піддаються пераметризації з використанням методу, описаного у підрозділі 4.1. Після чого аналізуються співвідношення кутів та відрізків діагоналей інтерференційного ромбу та робляться припущення щодо можливих причин виникнення косоокості. За появи відповідної кількості ІК хворих на вертикальну косоокість можливе

розроблення моделей класифікації і для цих випадків, що дозволить удосконалити математичну модель діагностики співдружньої косоокості за різної патології ЕОМ.

4.6. Результати використання методу діагностики співдружньої косоокості за різної патології екстраокулярних м'язів

Можливість практичного застосування розробленої математичної моделі наведено на прикладах складних ІК (рис. 4.13, 4.14). Ці ІК було параметризовано з використанням розробленої математичної моделі діагностики співдружньої косоокості. Для більшої наочності було параметризоване кольорові зображення ІК.

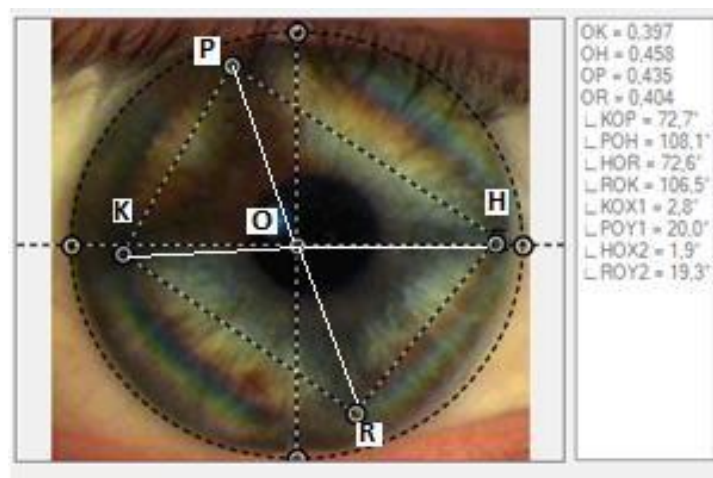


Рис. 4.13. Результати параметризації ІК ОС дитини, що не має явної косоокості

За розробленим порядком оцінювання параметрів ІК розглянемо кути інтерференційного ромбу (рис.4.13). Кути обох квадрантів відрізняються між собою більше ніж на 5° , що вказує на зміщення місця прикладання зусиль ВеПМ у медіальний бік та НиПМ – у латеральний. Особливістю цієї ІК є те, що має місце практично однакове зміщення вертикальних прямих м'язів у різні боки, що призвело фактично до компенсації цих зміщень. Співвідношення відрізків горизонтальної діагоналі становить 0,9, що відповідає відмінності у їх довжинах у 10% та не повинне викликати відхилення ока у горизонтальному

напрямі. Співвідношення довжин відрізків вертикальної діагоналі становить 1,1 (10%), що також не вказує на суттєву відмінність зусиль м'язів вертикальної дії. Окрім того має місце незначне (у межах 3^0) відхилення кутів інтерференційного ромбу від горизонтального меридіану.

На рисунку 4.14 наведено ІК правого ока хворого з розбіжною косоокістю (кут за Гіршбергом 10^0) з вертикальним компонентом (кут за Гіршбергом $5-10^0$).

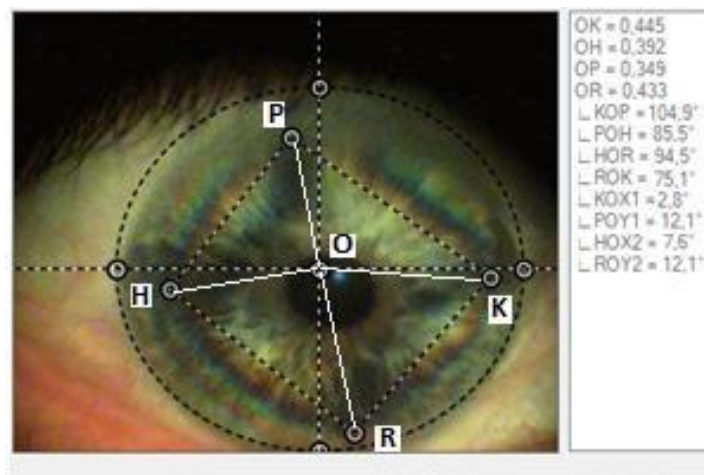


Рис. 4.14. Результати параметризації ІК правого ока дитини з косоокістю

Можна зазначити, що причиною виникнення вертикального компонента у цьому випадку може бути зміщення донизу місця прикладання зусилля ЗПМ, а також незначне зміщення ВПМ, а також збільшення зусилля з боку НиПМ, про що свідчить співвідношення між довжинами відрізків вертикальної діагоналі, яке вказує що OR перевищує OP на 30%. Причиною латерального відхилення ока може бути більше зміщення ВеПМ у відповідному напрямку, ніж НиПМ у медіальному напрямку, про що свідчать вилучини відповідних кутів міжвідрізками діагоналей.

Випробування розробленої математичної моделі діагностики співдружної косоокості проведено за участі 20 хворих (25 ІК). Наведемо окремі приклади визначення патології ЕОМ за збіжної та розбіжної косоокості з використанням розробленої математичної моделі.

Клінічний приклад 1. Хворий О., 8 років (№ амбул.карти 6881, дата звернення 07.08. 2017). Діагноз: альтернуюча екзотопія. Гострота зору обох очей – 1,0; рефракція Em; кут косоокості за Гіршбергом 20-25°; фіксація центральна, зір – монокулярний поперемінний.

До хірургічного втручання хворому проведено реєстрацію ІК. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК наведені на рисунку 4.15.

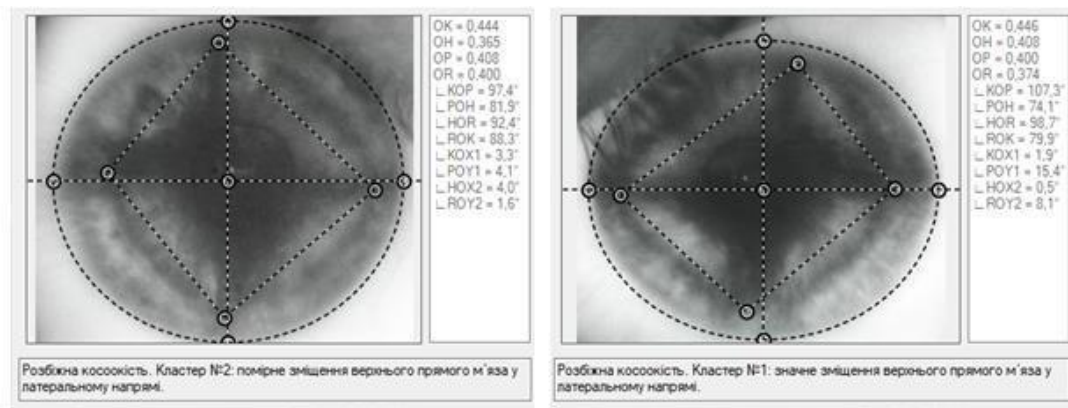


Рис. 4.15. Екранні форми роботи математичної моделі діагностики СК. ІК хворого О. Альтернуюча розбіжна косоокість

За значеннями інформативних показників ІК хворого віднесено до дугового кластеру розбіжної косоокості, який характеризується помірним зміщенням від лінії дії ВеПМ у латеральному напрямку.

Хворому виконано рецесію НПМ обох очей на 7 мм. Після операції залишився остаточний кут розбіжної косоокості у 10°.

Аналіз форми ІК показав, що розбіжна косоокість була викликана зміщенням ВеПМ у латеральному напрямку. Гіперфункції ЗПМ не було, про що свідчать довжини відрізків горизонтальної діагоналі. Довжина ОК перевищує ОН на 22%, що вказує на більше зусилля з боку ВПМ. Ослаблення ЗПМ не призвело до ортофорічного положення очей хворого, що зумовлене наявністю зміщення ВеПМ.

Клінічний приклад 2. Хвора У., 9 років (№ амбул.карти 6860, дата звернення 18.07. 2016). Діагноз: монолатеральна езотопія OS. Гострота зору: OD: 1,0; OS: 0,9 sph + 2,5 D=1,0; рефракція OD: Нм 4,0 D; OS: Нм 4,5 D; кут косоокості за Гіршбергом 30-35°; фіксація центральна; зір – монокулярний OS.

До хірургічного втручання хворій проведено реєстрацію ІК. Екранна форма, що одержана за допомогою математичної моделі діагностики СК наведено на рисунку 4.16.



Рис. 4.16. Екранна форма, що одержана за допомогою математичної моделі діагностики СК. ІК хворої У. Монолатеральна езотропія OS

Аналіз форми ІК показав наявність зміщення верхнього та нижнього кутів інтерференційного ромбу від відповідного меридіану у медіальному напрямі. Також має місце зміщення кута, що відповідає ВПМ, у бік ВеПМ.

Можна зазначити, що у хворій спостерігається складне співвідношення дії прямих ЕОМ. Відхилення ока у медіальному напрямі може бути зумовлене зміщенням місця прикладання зусиль м'язів вертикальної дії у медіальному напрямі. За результатами автоматизованого аналізу параметрів ІК її було віднесено до другого кластеру збіжної косоокості. В цьому випадку співвідношення відрізків горизонтальної діагоналі не виявило гіперфункції ВПМ, хоча спостерігається збіжна косоокість. Можна вважати, що причиною косоокості є зміщення місць прикладання зусиль м'язів вертикальної дії.

Окрім того, на ІК спостерігається зміщення кута інтерференційного ромба,

який відповідає ВПМ, але вертикального компонента відхилення ока не було виявлено, що може пояснюватися особливостями дії вертикальних м'язів, які коменсують виникаюче зусилля у вертикальному напрямку.

Хірургічне втручання було виконано на м'язах горизонтальної дії (проведено рецесію ВПМ на 5 мм та резекцію ЗПМ на 6 мм). В результаті хірургічного втручання остаточний кут косоокості становить 5-10°.

Клінічний приклад 3. Хворий Г., 6 років (№ амбул.карти 6546, дата звернення 06.07.2016). Діагноз: Співдружня альтернуюча езотопія. Гострота зору: OD: 1,0; OS: 1,0; рефракція OD: Нм 2,0D; OS: Нм 2,5 D; кут косоокості за Гіршбергом 15-20°; фіксація центральна; зір – монокулярний поперединний.

До хірургічного втручання хворому проведено реєстрацію ІК. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК наведені на рисунку 4.17. За результатами параметризації ІК та аналізу їх форми встановлено, що має місце помірне зміщення ВеПМ у медіальному напрямі. За параметрами ІК вони віднесені до другого кластеру збіжної косоокості.

Хворому було виконано рецесію ВПМ на обох очах на 5 мм. В результаті лікування вдалося одержати ортофорічне положення очей.

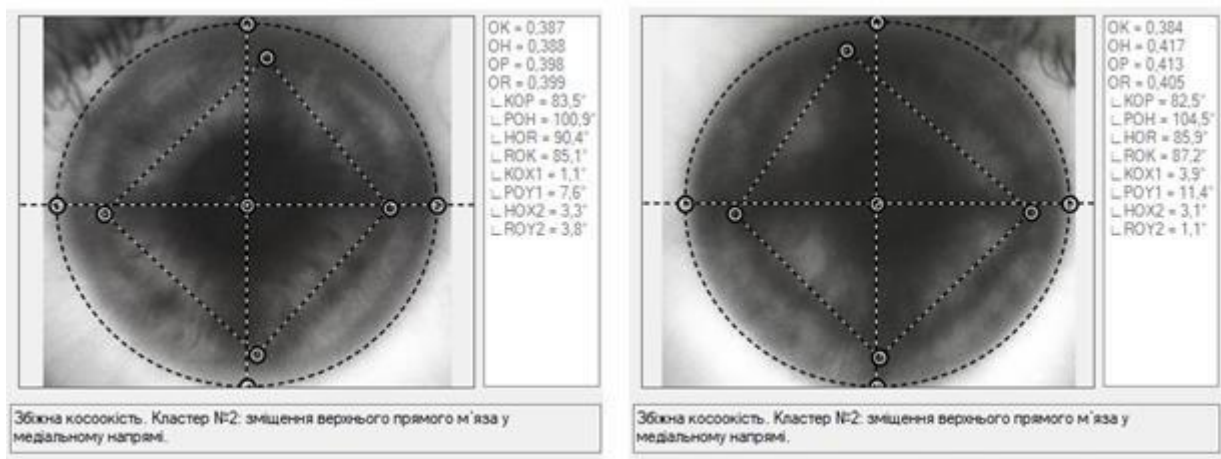


Рис. 4.17. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК. ІК хворого Г. Співдружня альтернуюча езотопія

Позитивний результат хірургічного лікування може бути зумовлений тим, що у хворого зміщення ВеПМ було помірне та не було гіперфункції ВПМ. Послаблення їх дії шляхом рецесії скомпенсувало додаткові зусилля у медіальному напрямі з боку ВеПМ та дозволило досягнути ортотропії.

Клінічний приклад 4. Хвора А., 4 роки (№ амбул.карти 11829, дата звернення 05.12.2016). Діагноз: альтернуюча екзотропія. Зір предметний; рефракція OD: Em-M0,5 D; OS:Em-M0,5 D; кут косоокості за Гіршбергом 15-20°; фіксація центральна; зір – монокулярний поперединний.

До хірургічного втручання хворій проведено реєстрацію ІК. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК наведені на рисунку 4.18.

За результатами параметризації ІК та аналізу їх форми встановлено, що має місце помірне зміщення ВеПМ у латеральному напрямі. За параметрами ІК вони віднесені до першого кластеру розбіжної косоокості. Можна зазначити, що у хворої має місце помірне зміщення ВеПМ обох очей у латеральному напрямі, окрім того на ІК спостерігається незначне зміщення інших прямих м'язів від відповідних меридіанів (за значеннями додаткових показників ІК).

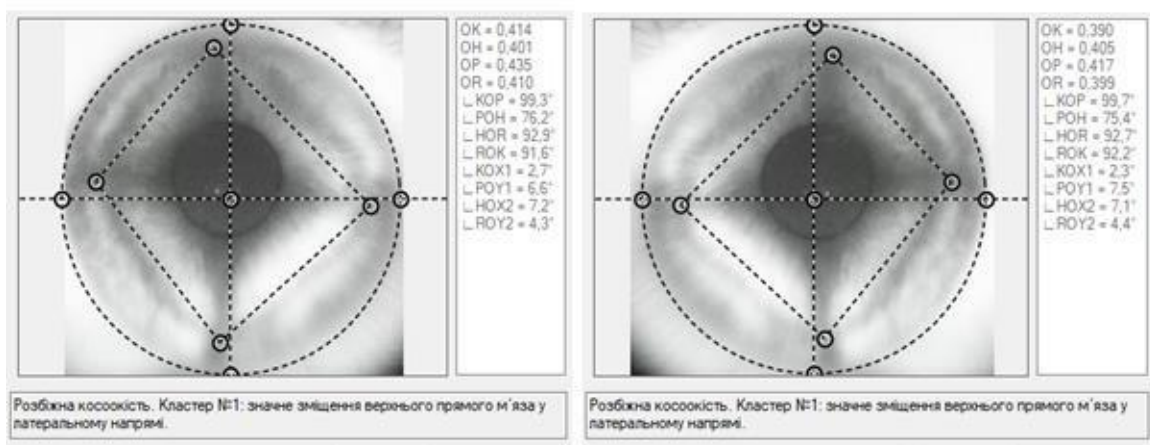


Рис. 4.18. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК. К хворій А. Співдружня альтернуюча екзотопія

Хворій було виконано рецесію ЗПМ на обох очах на 6 мм. В результаті лікування вдалося одержати ортофорічне положення очей. Позитивний результат хірургічного лікування може бути зумовлений тим, що у хворого зміщення ВеПМ було помірне. Послаблення дії ЗПМ шляхом рецесії скомпенсувало додаткові зусилля ВеПМ у латеральному напрямі, що дозволило досягнути ортотропії.

Клінічний приклад 5. Хвора С., 5 років (№ амбул.карти 11120, дата звернення 21.11.2017). Діагноз: альтернуюча езотропія. Гострота зору: OD=0,9 н/к; OS: 0,4-0,5н/к; кут косоокості за Гіршбергом 15-20°; фіксація центральна; зір – монокулярний попеременний.

До хірургічного втручання хворій проведено реєстрацію ІК. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК наведені на рисунку 4.19.

Хворому було виконано рецесію ВПМ на обох очах на 5 мм. В результаті лікування вдалося одержати ортофорічне положення очей. Позитивний результат хірургічного лікування може бути зумовлений тим, що у хворого окрім того спостерігається незначне зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів (за значеннями додаткових показників ІК).

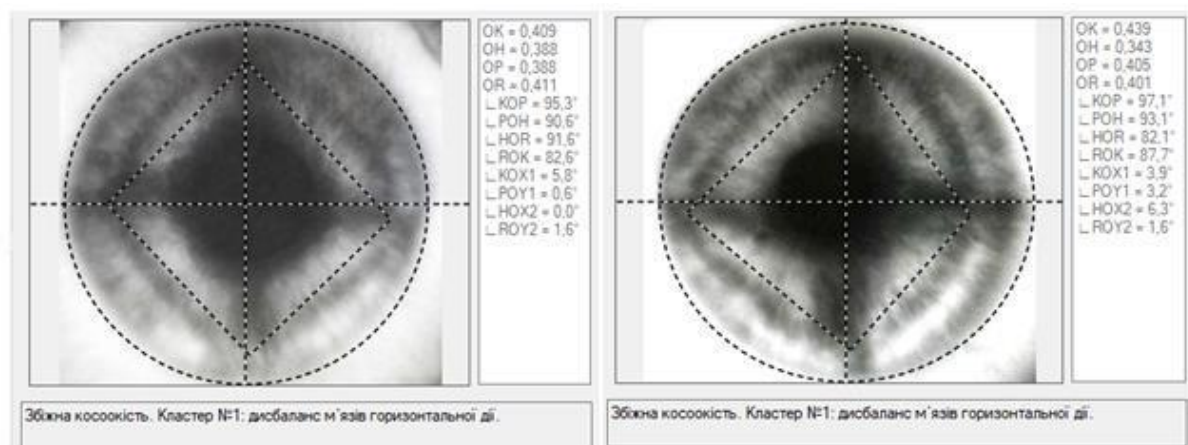


Рис. 4.19. Екранні форми, що одержані за допомогою математичної моделі діагностики СК. ІК хворої С. Співдружжя альтернуюча езотопія

Причиною косоокості у данному випадку є гіперфункція або наближення до лімбу місця прикріплення ВПМ. У будь-якому з цих випадків рекомендовано послаблення зусилля з боку ВПМ, що досягається шляхом рецесії м'яза. Хворій виконано рецесію ВПМ на обох очах на 5 мм, що дозволило отримати ортотропію.

Наведені приклади вказують на важливість передопераційного аналізу ІК з метою уточнення можливих причин виникнення косоокості та визначення патології ЕОМ, яка викликала відхилення очей. Стандартні хірургічні втручання не завжди дозволяють досягнути бажаних результатів, оскільки у багатьох випадках відповідне відхилення очей є результатом сполучення різних факторів.

В процесі дослідження форми ІК за різних видів косоокості нами були отримані картини, які не увійшли до розробленої класифікації, але відповідають тим, що були побудовані за розрахунками напружено-деформованого стану рогівки ока.

На рис. 4.20 наведено результат параметризації ІК хворого на збіжну косоокість (кут відхилення ока $15-20^{\circ}$ за Гіршбергом). Можна зазначити, що у даному випадку відхилення ока пов'язане з дисбалансом дії ВПМ та ЗПМ, про що свідчить округлення кута інтерференційного омбу на стороні дії ЗПМ та збільшення відрізка ОК.

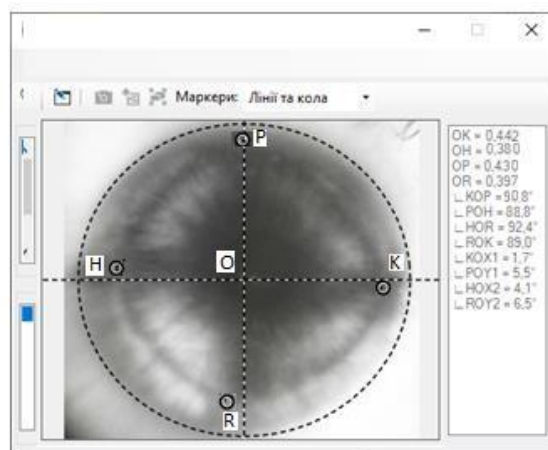


Рис. 4.20. Зображення ІК хворого на збіжну косоокість.

Результати параметризації ІК,
проведеної за допомогою математичної моделі діагностики СК

Окрім того наявні зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів, найбільші зміщення спостерігаються у місцях дії НиПМ та ВеПМ, причому різноспрямовані, що може компенсувати їх вплив на положення ока.

На рисунку 4.21 наведено результат параметризації ІК хворої С., 6 років (№ амбул. карти 6865, дата звернення 18.07.16), в якій діагностовано збіжну косоокість OD (кут за Гіршбергом 15^0) з вертикальним компонентом (кут відхилення ока донизу 10^0). Аналіз форми ІК показав наявність дисбалансу дії горизонтальних м'язів, про що свідчить співвідношення ОК/ОН, яке дорівнює 1,2, тобто ОК перевищує на 20% ОН.

Крім того, має місце зміщення кутів інтерференційного ромбу, що відповідають ЗПМ та НиПМ від меридіанів. Зміщення зовнішнього кута інтерференційного ромбу донизу на $14,3^0$, що за результатами моделювання свідчить про зміщення місця прикладання зусилля відповідного м'яза, може бути причиною появи вертикального компонента косоокості, а зміщення нижнього кута у медіальному напрямі посилює горизонтальне відхилення ока.

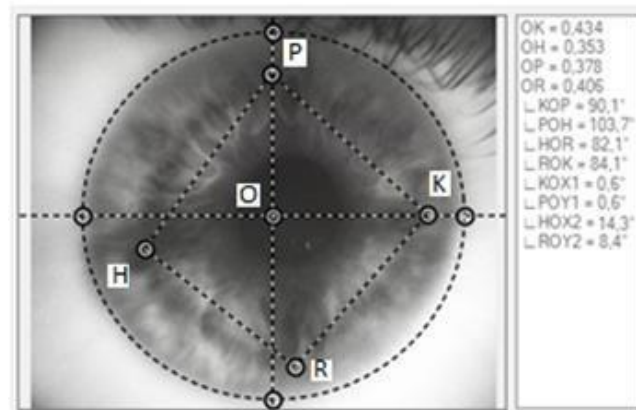


Рис. 4.21. Зображення ІК хворої на збіжну косоокість з вертикальним компонентом. Результати параметризації ІК, проведеної за допомогою математичної моделі діагностики СК

На рисунку 4.22 наведено результат параметризації ІК хворої Н., 5 років (№ амбул. карти 8478, дата звернення 22.05.16), в якій діагностовано збіжну

косоокість OD (кут за Гіршбергом $15-20^{\circ}$) з вертикальним компонентом (кут відхилення ока вгору $5-10^{\circ}$). Аналіз форми ІК показав наявність дисбалансу дії горизонтальних м'язів, про що свідчить співвідношення ОК/ОН, яке дорівнює 1,2, тобто ОК перевищує на 20% ОН.

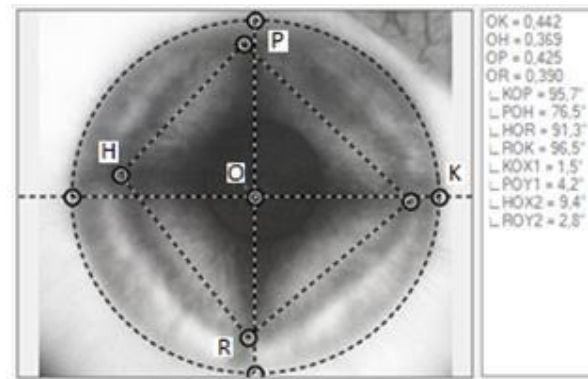


Рис. 4.22. Зображення ІК хворої на збіжну косоокість з вертикальним компонентом. Результати параметризації ІК, проведеної за допомогою математичної моделі діагностики СК

Крім того, має місце зміщення кута інтерференційного ромбу, що відповідає ЗПМ від меридіану. Зміщення зовнішнього кута інтерференційного ромбу до гори на $9,4^{\circ}$, що за результатами моделювання свідчить про зміщення місця прикладання зусилля відповідного м'яза та може бути причиною появи вертикального компоненту косоокості.

Таким чином, горизонтальне відхилення ока зумовлене дисбалансом дії горизонтальних м'язів, а вертикальне – зміщенням місця прикладання зусилля ЗПМ.

За даними різних авторів [46, 317], у більш ніж 83% людей у світі є певні ознаки прихованої косоокості або гетерофорії. В умовах гетерофорії у людини наявний бінокулярний зір, а рівновага м'язів у першому положенні очей досягається певними зусиллями. Гетерофорія, в умовах якої відзначається неоднакова сила дії окорухових м'язів, обумовлена анатомічними і нервовими факторами. За умов гетерофорії зорова робота, особливо на близькій відстані, вимагає більшого, ніж зазвичай, нервово- м'язового напруження для того щоб

подолати тенденцію до відхилення одного з очей.

Перевірку роботи методу діагностики співдружної косоокості було проведено за участі 22 дітей (44 ока), дані яких не було використано у попередніх дослідженнях. Дослідження ІК дітей, які не мали проявів косоокості, дозволило встановити, що в них також спостерігаються асиметричні ІК, що за певних обставин може призвести до появи косоокості.

На рисунку 4.23 наведено ІК ОС дитини 8 років, в якої наявний бінокулярний зір, еметропічна рефракція та відсутнє відхилення очей від ортофорічного положення. Можна зазначити, що ІК асиметрична. З боку дії ВПМ кут інтерференційного ромбу витягнутий, відповідно збільшений відрізок діагоналі ОК та зменшений ОН. Верхній кут інтерференційного ромбу має розрив, що вказує на дисбаланс дії вертикальних прямих м'язів (за даними моделювання такий розрив спостерігається за умов віддалення місця прикладання зусилля ВеПМ у бік екватору).

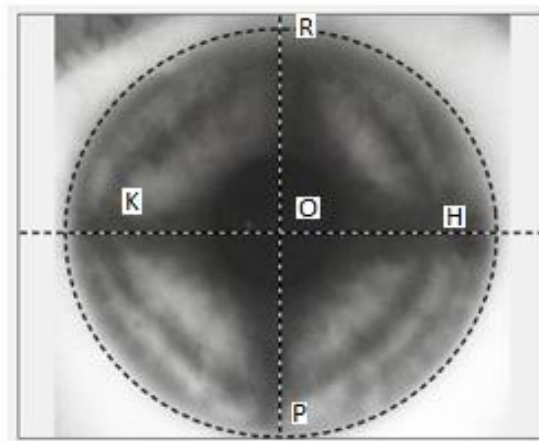


Рис. 4.23. Зображення ІК ОС дитини без косоокості

Збереження ортофорічного положення очей у даному випадку може бути забезпечено компенсацією анатомо-функціональної недосконалості прямих ЕОМ за рахунок центральних механізмів [88, 100], що, можливо, відбулося в процесі формування зорової системи.

Також відсутнє відхилення очей у дитини М., 10 років (рис. 4.24). Можна зазначити, що наведена ІК асиметрична у горизонтальному та вертикальному

напрямках. Відрізок ОК помітно перевищує відрізок ОН, а верхній кут ромбу розорваний та зміщений. У дитини також наявний бінокулярний зір та еметропічна рефракція.

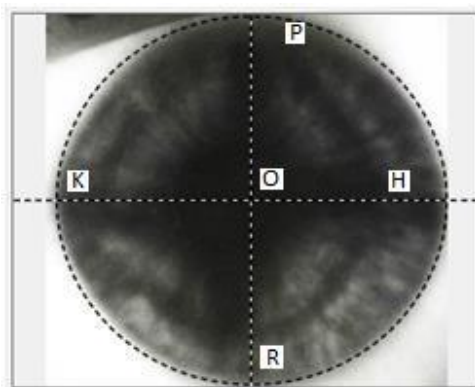


Рис. 4.24. Зображення ІК OS дитини без косоокості

Аналіз форми ІК, наведених на рисунку 4.24, показав наявність асиметрії дії горизонтальних м'язів, про що свідчить різна довжина відрізків горизонтальної діагоналі, а також зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів. На рисунку 4.25 наведено ІК обох очей дитини, 9 років, з бінокулярним зором та ортофорією.

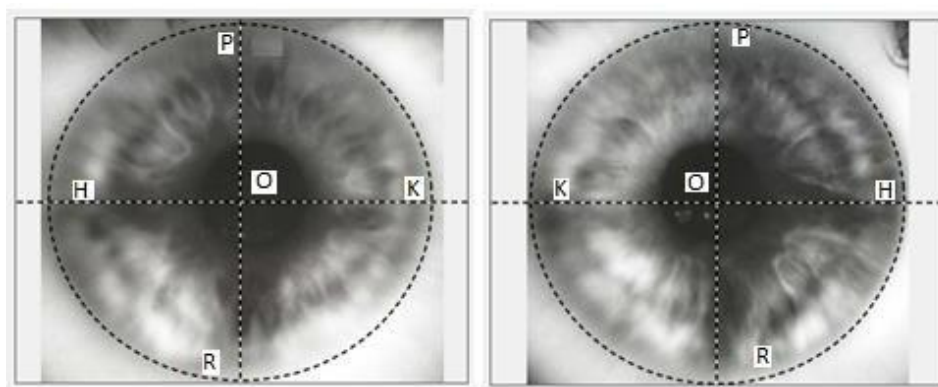


Рис. 4.25. Зображення ІК очей дитини з ортофорією

На рисунку 4.26 наведено приклади ІК очей дітей шкільного віку з ортотропією. Можна зазначити, що кожна ІК має ознаки асиметрії.

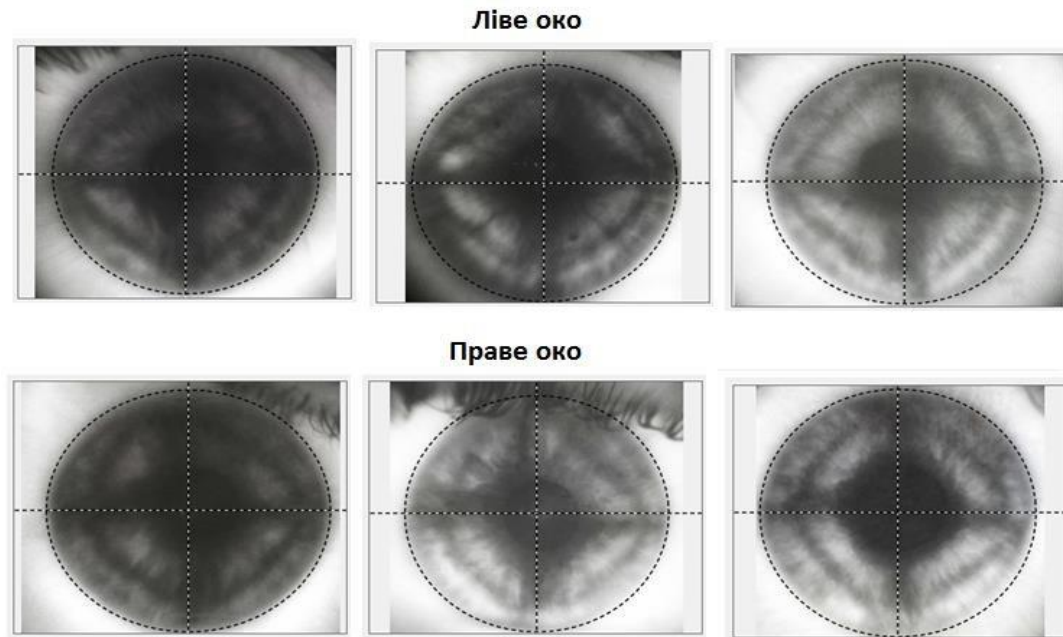


Рис. 4.26. Зображення інтерференційних картин дітей без косоокості

Аналіз ІК 44 очей дітей без явної косоокості виявив відмінності у довжинах відрізків діагоналей інтерференційного ромбу більші за 10% у $(45 \pm 7,5)\%$ випадків, зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів більше ніж на 5° у $(27 \pm 6,7)\%$ випадків.

Таким чином ознаки асиметрії ІК було виявлено на $(72 \pm 6,1)\%$ ІК дітей, які не мали явної косоокості. Наведені на рисунках 4.24-4.26 приклади асиметричних ІК за наявності бінокулярного зору та ортофорічного положення очей у дітей ілюструють значні можливості зорової системи у компенсації анатомо-функціональних «дефектів» ЕОМ.

За несприятливих умов зорового сприйняття, після хвороби, травми ока або інших причин м'язові асиметрії, скомпенсовані у спокійному стані, можуть привести до виникнення явної косоокості [90, 103, 120]. Такі випадки спостерігалися навіть у дорослих осіб під час роботи з монокулярним мікроскопом тривалий час, коли були відсутні умови для нормального функціонування бінокулярного зору [103, 199].

Анатомо-функціональні асиметрії прямих ЕОМ за умов відсутності явної косоокості вказують на наявність достатньо складних механізмів формування

бінокулярної зорової системи в онтогенезі. В процесі роста дитини відбувається підстоювання всіх елементів зорової системи та відповідне формування центру управління зоровим сприйняттям, що відбувається з головною метою отримання максимально високих зорових функцій. Якщо наявна можливість компенсації анатомо-функціональних «дефектів» елементів зорової системи, які існують практично у кожної дитини, то формується повноцінний бінокулярний зір, якщо така компенсація потребує значних витрат резервів компенсації, то бінокулярний зір не формується. Виникає система з монокулярним або одночасним зором.

У дитячому віці процеси збудження переважають процеси гальмування, тому відхилення ока або обох очей у більшості випадків є енергетично більш вигідними ніж компенсація наявних «дефектів» [90, 103, 120], що призводить до виникнення косоокості. Це не стосується вродженої косоокості, яка виникає внаслідок неврологічних проблем або вроджених вад будови зорової системи.

Резюме до розділу 4

В ході проведення параметризації ІК за співдружної косоокості запропоновано окрім відрізків діагоналей інтерференційного ромбу та кутів між ними визначати кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу та відповідними мерідіанами, що дозволяє врахувати варіанти зміщення місця прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів від лінії дії.

За результатами кластеризації параметрів ІК очей хворих на збіжну косоокість виділено два кластери. До першого кластеру збіжної косоокості віднесено ІК, в яких кути між діагоналями інтерференційного ромбу становлять у середньому $(90 \pm 5,0)^0$, а співвідношення відрізків діагоналей не перевищує 1,1–1,2, що дозволяє діагностувати дисбаланс дії горизонтальних м'язів. Об'єм першого кластеру становить 73% всіх очей хворих зі збіжною косоокістю. До другого кластеру збіжної косоокості (27% всіх очей) віднесено ІК, на яких спостерігається зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у медіальному напрямку, що відповідає значенням кутів між відрізками

діагоналей інтерференційного ромбу, віднесених до верхнього квадранту, у $(80 \pm 5,5)^0$ ($p < 0,05$) та $(100 \pm 6,7)^0$ ($p < 0,05$). В цьому кластері причиною виникнення горизонтального відхилення очей є зміщення місця прикладання зусилля верхнього прямого м'яза у медіальному напрямку.

За результатами кластеризації параметрів ІК очей хворих на розбіжну косоокість виділено два кластери. Обидва кластери вірогідно відрізняються між собою за значеннями кутів між відрізками діагоналей верхнього квадранту. В обох кластерах виявлено зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямку, що призвело до збільшення медіального кута та зменшення латерального кута верхнього квадранту та відповідає латеральному зміщенню верхнього прямого м'яза від лінії дії. В першому кластері кути верхнього квадранту відрізняються між собою у середньому на 32^0 ($p < 0,05$), а у другому – на 15^0 ($p < 0,05$), тобто відмінності між виділеними кластерами полягають у ступені зміщення верхнього кута інтерференційного ромбу у латеральному напрямку.

Для класифікації інтерференційних картин очей з горизонтальною косоокістю (збіжною, розбіжною) у автоматичному режимі розроблено двохетапні моделі, які на першому етапі розподіляють досліджувані інтерференційні картини на кластери за значеннями чотирьох кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, а на другому – за значеннями довжин відрізків діагоналей. Використання розроблених моделей дозволяє віднести інтерференційні картини хворих з горизонтальною косоокістю до відповідного кластеру без помилок, що дає змогу визначити причину відхилення ока та підвищує точність визначення порушення прямих екстраокулярних м'язів.

Розроблена математична модель діагностики співдружної косоокості містить блоки одержання зображень інтерференційних картин, їх параметризації, базу даних, у якій зберігається інформація про досліджувану особу у вигляді записів з датою огляду та текстом-описом, який поєднується зі знімком інтерференційної картини роگیвки ока. Знімок інтерференційної

картини після параметризації та визначення інформативних показників класифікується з використанням розроблених моделей до відповідного кластеру, що дозволяє визначити наявну патологію екстраокулярних м'язів.

Провдений аналіз форми 44 ІК здорових осіб показав наявність ознак асиметрії у $(72 \pm 6,1)\%$ випадках, що вказує на анатомо-функціональну асиметрію прямих екстраокулярних м'язів, яка не призвела до виникнення явної косоокості ($p < 0,05$).

Перелік друкованих праць, опублікованих за матеріалами, викладеними в розділі 4:

1. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Український журнал медицини, біології та спорту. 2020; 1(23):135-142. [118].
2. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Ковтун НМ, Каплін ІВ. Результати використання поляризованого світла для дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019; 3(99):65-69. [106].
3. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Яворський ОВ, Ковтун НМ, Фірсов ОГ. Система підтримки прийняття рішень лікарем щодо патології екстраокулярних м'язів. Офтальмологічний журнал. 2020; 2(493):70-78. [107].
4. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальном косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017; 2(4):96-103. [104].
5. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати дослідження параметрів інтерференційних картин рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. В: Scientific achievements of modern society. Abstracts of the 6th International scientific and practical conference. Cognum Publishing House. Liverpool, United Kingdom. 2020 Feb 5-7. Liverpool, UK; 2020. p. 869-877. [119].

РОЗДІЛ 5

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Визначення причин відхилення очей за косоокості є значною проблемою сучасної офтальмології, оскільки однакові кути косоокості можуть бути викликані різними сполученнями анатомічно-функціональних властивостей зорової системи [1, 55, 163, 209]. З іншого боку, від правильного визначення причин косоокості суттєво залежить успішність її лікування. Якщо відхилення очей пов'язані з акомодацією, тобто обумовлені аномаліями рефракції, такими як гіперметропія, міопія і астигматизм, або наявністю анізотропії, то вони можуть бути усунені за допомоги оптимальної очкової корекції. За монолатеральної акомодаційної косоокості хірургічне лікування не показано, оскільки ЕОМ в цих випадках функціонують нормально [1, 13, 27, 56, 72, 163, 176, 177]. Дослідження форми ІК за акомодаційної косоокості не виявило значної асиметрії ізохром [41, 88, 150, 215].

У випадках, коли причини відхилення очей частково акомодаційні, тоді окрім проблем з рефракцією, має місце ще м'язовий компонент. У багатьох випадках така косоокість оптичною корекцією повністю не усувається. За частково акомодаційної косоокості актуально дослідження стану ЕОМ і визначення ступеня їх участі у відхиленні очей. Це може бути виконано з використанням поляризованого світла шляхом дослідження форми ізохром ІК.

Найбільш перспективним є дослідження форми ІК очей за неакомодаційної косоокості, оскільки вона пов'язана з анатомо- функціональною патологією ЕОМ. У випадках неакомодаційної косоокості відхилення очі не зникають під впливом атропінізації та постійного носіння окулярів. Косоокість цього типу погано піддається консервативному лікуванню [1, 27, 65, 79, 94, 139, 169, 197].

Структурні порушення ЕОМ можуть бути обумовлені аномаліями їх прикріплення до склери. Ці аномалії можуть проявлятися зсувом місця прикріплення м'яза або групи м'язів як уздовж лінії їх дії (що еквівалентно посиленню або послабленню дії м'язів), або в бік від лінії дії. У другому випадку м'язи вертикальної дії можуть викликати відхилення очного яблука у

горизонтальному напрямку, а горизонтальної – у вертикальному. Діагностика ураження ЕОМ у разі такої причини косоокості представляє значну складність, оскільки, відповідно до існуючих методів, лікар досліджує напрямки відхилення очей від ортофорічного положення і визначає тактику хірургічного лікування за існуючими стандартними уявленнями. Якщо око відхиляється у горизонтальному напрямку, то проводять хірургічну корекцію м'язів горизонтального дії, не враховуючи можливість більш складного біомеханічного співвідношення їх зусиль. Зазвичай таке хірургічне лікування може призвести до неочікуваного ефекту у вигляді відхилення прооперованого ока у інший бік або у наявності остаточного кута [10, 50, 55, 183, 218]. Це пов'язане з тим, що не усувається реальна причина відхилення ока.

Косоокість, яка обумовлена посиленням або ослабленням сили дії м'яза або групи м'язів, зазвичай проявляється відхиленням ока в бік сильнішого м'яза. Така косоокість в умовах тривалого існування, в кінцевому підсумку, призведе до появи структурних порушень м'язів, оскільки м'яз, який гіперфункціонує, гіпертрофується, тоді як його антагоністи стають більш тонкими та атрофічними [61].

Можливі варіанти, коли косоокість обумовлена як зміщенням місця докладання зусиль м'язів, так і відсутністю рівноваги їх дією.

Поляризаційно-оптичний метод, заснований на дослідженні форми ІК, яка спостерігається на рогівці ока у поляризованому світлі, дозволяє диференціювати причини виникнення відхилень очей в кожному конкретному випадку. Дія прямих ЕОМ вносить найбільш суттєвий внесок у формування ІК саме у вигляді ромба. ЕОМ, що утримують очні яблука у певному положенні, завжди знаходяться в тонусі. Дослідження форми ІК, які було проведено раніше, в нормі та за косоокості дозволили виявити деякі закономірності їх зміни [33, 43, 99, 139, 144].

Було показано, що ослаблення зусилля з боку одного з м'язів призводить до округлення відповідного йому кута інтерференційного ромба і зменшення довжини відповідного відрізка діагоналі. В умовах збільшення м'язового

зусилля відбувається витягування відповідного кута і збільшення довжини відрізка діагоналі [100, 150]. Експериментальним шляхом було встановлено, що зміщення місця прикріплення м'яза до склери впливає на силу його дії. Якщо м'яз зміщено уздовж лінії його дії, то це еквівалентно зміни зусилля, а зміщення в сторону від лінії дії призводить до спотворення фігури ромба [103].

В умовах зміни тонуусу ЕОМ, обумовленого конвергенцією (зведенням зорових вісесей, зазвичай під час розглядання близько розташованих предметів), в процесі напруженої зорової праці, яка виконується тривалий час, форма інтерференційного ромба також змінюється, причому ці зміни подібні до тих, котрі спостерігаються за умов дисбалансу тонуусу ЕОМ за косоокості [38, 103, 148].

Згідно з існуючою класифікацією співдружньої косоокості, залежно від напрямку відхилення очей, виділяють горизонтальну та вертикальну косоокість. Горизонтальна включає збіжну (езотропія) та розбіжну (екзотропія) косоокість, вертикальна – гіпертрофію (відхилення ока догори) та гіпотрофію (відхилення донизу) [49, 55, 163]. Окрім того існують складні види відхилення очей, зумовлені патологією не тільки прямих, але й косих м'язів ока [1, 13, 94, 139, 163, 237].

Протягом останніх десятиліть увагу фахівців привертають можливості поляризаційно-оптичного методу дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока [99, 242, 275, 311, 312, 314, 331-333]. Доведено, що форма ІК, які спостерігаються на рогівці у поляризованому світлі, залежить від анатомічного та функціонального стану прямих ЕОМ [33, 43, 62, 273, 327].

Було запропоновано різні методи визначення патології ЕОМ за формою ІК. Але використання цих методів було суттєво обмежено відсутністю відповідного обладнання для отримання ІК, а також складнощами оброблення зображень та отримання інформації, оскільки всі виміри параметрів виконувалися у ручному режимі. В інших випадках лікар візуально оцінював ІК та робив відповідні висновки, що було суб'єктивними та потребували наявності в нього відповідної кваліфікації. Вирішення наведених проблем лежало у

площині створення автоматизированої системи, яка б дозволяла отримувати ІК, визначати їх параметри у стандартних умовах та за ними робити висновки щодо можливих порушень ЕОМ.

Для вирішення завдань визначення патології ЕОМ із застосуванням параметрів ІК було використано результати їх досліджень у хворих, в яких було встановлено наявну патологію під час хірургічних втручань або за результатами використання існуючих методів дослідження. Але під час операції визначити стан усіх прямих ЕОМ неможливо, що пов'язане зі значною травматичністю втручання.

Визначити вплив різних варіантів анатомо-функціональної патології ЕОМ на форму та параметри ІК дозволило використання моделей напружено-деформованого стану рогівки ока. Було досліджено дві моделі: на основі теорії тонких оболонок [99, 143] та методу кінцево-елементного аналізу у пакеті прикладних програм ANSYS [110]. Перший підхід дозволив не тільки побудувати розрахункові ізохрани за різних варіантах зміщення прямих ЕОМ (вздовж лінії дії та від лінії дії) але й визначити кількісні співвідношення їх параметрів, що було використано нами в ході розроблення методу визначення патології ЕОМ за параметрами ІК. Цей підхід мав деякі обмеження та дозволив побудувати не всі можливі варіанти, що зумовлене геометричними міркуваннями.

Другий підхід, заснований на кінцево-елементному аналізі, дозволив побудувати всі можливі варіанти анатомо-функціональної патології ЕОМ. Було побудовано розрахункові ІК в умовах збільшення зусиль з боку всіх прямих ЕОМ по черзі, в умовах зміщення місця прикладання зусиль кожного з прямих м'язів вздовж лінії дії до та від лімба, в умовах зміщення місця прикладання зусиль від лінії дії.

Розрахунки методом кінцево-елементного аналізу дозволили вперше вивчити розподіл внутрішніх напружень в центральній частині рогівки під час кожного з варіантів розрахунку. Встановлено, що збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів призводить до збільшення

напруження у всій центральній зоні рогівки, але значної зміни симетрії розрахункової ізохром в цих умовах не спостерігається.

Збільшення зусилля з боку зовнішнього прямого м'яза також не призводить до зростання асиметрії розрахункової ізохром, зони найменших напружень в центральній частині рогівки у всіх випадках збільшення зусилля зберігають свій розмір. Отримані дані можуть бути корисними в ході розроблення рефракційних операцій, оскільки надають інформацію про розподіл напружень у центрі рогівки, наявність анізотропії в цій зоні та залежність її величини від стану ЕОМ.

Вважалося, що рогівка у центральній зоні ізотропна [231, 247, 277, 313], що забезпечує більш якісні зорові функції, але аналіз розподілу внутрішніх напружень у рогівці довів її анізотропні властивості. Тому потребує подальшого вивчення вплив розподілу напружень у рогівці ока на результати рефракційних операцій, що може бути використано для прогнозування їх успішності.

Завдяки використанню кінцево-елементної моделі встановлено, що наближення точки прикладання зусиль кожного з прямих ЕОМ до лімбу більше ніж на 2-3 мм від нормального положення викликає суттєві зміни форми розрахункових ізохром. Отримані у цих випадках розрахункові ізохром не спостерігаються на практиці. В умовах віддалення точки прикладання зусиль ЕОМ у бік від лімбу у всіх випадках спостерігаються достатньо реалістичні картини, які трапляються у хворих на косоокість. Особливістю зміни картин у цих випадках є округлення кута інтерференційного ромбу на стороні дії м'язу, який віддаляється від лімбу.

Проведений аналіз форми розрахункових ізохром та їх інформативних параметрів (співвідношення відрізків діагоналей та значення кутів між ними) дозволив вперше встановити, що наближення місця прикладання зусилля м'яза до лімбу від нормального положення вздовж лінії дії, а також його віддалення викликають не лише зміну співвідношення відрізків відповідної діагоналі, але й зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів. Розриви

верхнього кута ізохромі спостерігаються в умовах віддалення місця прикріплення верхнього прямого м'яза від нормального положення у бік екватора ока.

Таким чином, проведене моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока та аналіз особливостей форми та параметрів розрахункових ізохром дозволив отримати нову інформацію про ЕОМ, що було використано в ході розроблення класифікації їх стану за параметрами ІК.

Проведені дослідження показали, що параметри ІК, які спостерігаються на рогівці ока у поляризованому світлі, можуть бути використані в якості критеріїв для оцінювання анатомо-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 горизонтального відхилення ока у кожному конкретному випадку.

Оскільки у вібріці з 148 дітей та підлітків, показники ІК яких було використано для розроблення моделей класифікації, були хворі з горизонтальною косоокістю, моделі також розроблено лише для збіжної та розбіжної косоокості. Для інших випадків було сформульовано правила, за якими визначається наявна патологія прямих ЕОМ.

З використанням розробленого методу діагностики співдружної косоокості може бути виконана параметризації зображення ІК за будь-якого напрямку відхилення очей за косоокості, або без відхилення. Одержані параметри ІК можуть бути проаналізовані лікарем та визначено можливу патологію ЕОМ.

Таким чином, проведені дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока у поляризованому світлі дозволило отримати нові дані щодо особливостей зміни форми ІК за різної патології ЕОМ, розробити класифікацію патології ЕОМ за параметрами ІК та математичну модель діагностики співдружної косоокості з урахуванням анатомо- функціонального стану екстраокулярних м'язів.

ВИСНОВКИ

1. За результатами епідеміологічних досліджень кількість дітей хворих на косоокість у віці до 14-ти років у світі становить 182,9 млн.. Патологія очорухового апарату, що викликає косоокість, і порушення бінокулярного зору, має значну питому вагу в структурі захворювань органу зору не тільки дітей, але й дорослих. З позицій біомеханіки відхилення ока виникає при анатомічних, функціональних і анатомічно-функціональних порушеннях екстраокулярних м'язів (Босенко Т. О., 1994, Кочина М. Л., 2009; Dobbs M. D. and oth., 2011). Успішність лікування косоокості, зумовленої патологією ЕОМ, залежить від правильності виявлення ураженого м'яза і, виходячи з цього, вибору оптимальної тактики лікування. Це визначає актуальність розроблення сучасних об'єктивних методів діагностики патології екстраокулярних м'язів.
2. За даними інтерференційних картин (ІК) рогівки хворих на збіжну косоокість, встановлено, що у $73 \pm 3,4\%$ випадків спостерігався дисбаланс дії горизонтальних м'язів, про що свідчать кути між відрізками діагоналей інтерференційного ромба (ІР), у середньому, $90 \pm 5,0^\circ$, та співвідношення довжин відрізків діагоналей 1,1–1,2. У $27 \pm 3,4\%$ очей має місце зміщення верхнього прямого м'яза у медіальному напрямку, про що свідчить зміщення верхнього кута ІР у медіальному напрямку, а також значення кутів між діагоналями ІР в верхньому квадранті, і становлять, в середньому, $80 \pm 5,5^\circ$ ($p < 0,05$) та $100 \pm 6,7^\circ$ ($p < 0,05$). За розбіжної косоокості у 100% випадків на ІК виявлено зміщення верхнього кута ІР латерально, що супроводжується збільшенням медіального кута між відрізками діагоналей та зменшенням латерального кута, в верхньому квадранті, та відповідає латеральному зміщенню верхнього прямого м'яза від лінії дії. ІР відрізняються між собою ступенем зміщення верхнього прямого м'язу у латеральному напрямку в $51 \pm 7,3\%$, в середньому, на 32° ($p < 0,05$), а у $49 \pm 7,3\%$ – на 15° ($p < 0,05$). У здорових осіб за інтерференційними картинами рогівок – ознаки асиметрії в $72 \pm 6,1\%$ випадків, але анатомо- функціональна асиметрія прямих екстраокулярних м'язів не призвела до виникнення явної косоокості ($p < 0,05$).

3. Аналіз розподілу внутрішніх напружень у рогівці, визначених з використанням кінцево-елементної моделі оболонки ока, показав, що збільшення зусиль з боку внутрішнього, верхнього та нижнього прямих м'язів призводить до збільшення напруження у всій центральній зоні рогівки, яка обмежена ізохромою першого порядку ($p < 0,05$), що може бути використано для діагностики співдружної косоокості. В цих умовах значної асиметрії розрахункової ізохром не спостерігається. Збільшення зусилля з боку зовнішнього прямого м'яза не призводить до зростання асиметрії розрахункової ізохром та не змінює розподіл внутрішніх напружень у центральній зоні рогівки.
4. За результатами моделювання встановлено, що наближення точки прикладання зусиль кожного з прямих екстраокулярних м'язів до лімба більше ніж на 2-3 мм від нормального положення викликає суттєві зміни форми розрахункових ізохром ($p < 0,05$), що не спостерігаються на практиці; при віддаленні точки прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів у бік від лімба спостерігаються розрахункові ізохромі східні з ізохромами у хворих на співдружну косоокість. Особливістю зміни інтерференційних картин у цих випадках є округлення кута інтерференційного ромбу на стороні дії м'язу, який зміщено у бік екватору ока ($p < 0,05$). Встановлено, що зміни місця прикладання зусилля м'яза вздовж лінії дії, викликають не лише зміну співвідношення відрізків відповідної діагоналі ($p < 0,05$), але й зміщення кутів ізохром в межах від 1^0 - 5^0 ($p < 0,05$); при віддаленні місця прикладання зусилля верхнього прямого м'яза від нормального положення у бік екватора ока спостерігаються розриви верхнього кута ізохром ($p < 0,05$).
5. Удосконалено класифікацію інтерференційних картин очей з горизонтальною косоокістю, що дозволяє визначити стан екстраокулярних м'язів за двохетапним алгоритмом: на першому етапі розподіляють параметри інтерференційних картин на кластери за значеннями всіх кутів між відрізками діагоналей інтерференційного ромбу, а на другому етапі – за значеннями довжин відрізків його діагоналей. Використання розроблених моделей підвищує точність визначення порушення дії прямих екстраокулярних м'язів.

Розроблений метод визначення за параметрами інтерференційних картин анатоμο-функціонального стану екстраокулярних м'язів дозволяє врахувати всі варіанти зміщення місця прикладання зусиль прямих екстраокулярних м'язів від лінії дії та визначити причини виникнення співдружньої косоокості.

6. Розроблений на основі оцінки інтерференційних картин, їх класифікації та математичного моделювання метод оцінки стану окорухових м'язів дозволяє провести індивідуальну діагностику патології м'язів в кожному окремому випадку.
7. Розроблена математична модель діагностики співдружньої косоокості впроваджена в роботу дитячих офтальмологічних відділень КНП «Харківська міська клінічна лікарня №14 ім. проф. Л. Л. Гіршмана», КП «Дніпропетровська клінічна офтальмологічна лікарня», Київського центру терапії і мікрохірургії ока (ТОВ «Тримедекс»), медичного центру «Візекс» екстраокулярних м'язів, ТОВ «Офтальміка» (м. Харків), а також включена в учбовий процес на кафедрах офтальмології та клінічної інформатики і інформаційних технологій в управлінні охороною здоров'я Харківської медичної академії післядипломної освіти МОЗ України.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Обстеження хворого на косоокість, особливо під час вибору лікувальної тактики, окрім традиційних офтальмологічних методів, повинно включати дослідження інтерференційних картини які спостерігається на рогівці ока у поляризованому світлі. Дослідження проводиться за ортофорічного положення обстежуваного ока (за необхідності інше око може бути прикритим). Наявність асиметрії інтерференційної картини вказує на анатомо-функціональну асиметрію прямих екстраокулярних м'язів, у випадку симетричної інтерференційної картини косоокість може бути пов'язана з суто функціональними порушеннями дії м'язів або патологією косих м'язів, що потребує додаткового обстеження хворого.
2. За наявності на інтерференційній картині хворого зміщення кутів інтерференційного ромбу від відповідних меридіанів більше ніж на 5^0 причиною виникнення косоокості може бути зміщення місця прикладання зусиль відповідних м'язів від лінії дії, що необхідно враховувати в ході обрання тактики хірургічного лікування та запобігання повторних хірургічних втручань.
3. Для визначення стану прямих екстраокулярних м'язів з використанням розробленого методу діагностики співдружньої косоокості необхідно провести стандартне обстеження хворого, визначити наявність та вид косоокості, провести реєстрацію інтерференційної картини та її параметризацію, скористатися відповідною моделлю класифікації параметрів інтерференційних картин за наявності горизонтальної косоокості, або проаналізувати співвідношення інформативних параметрів інтерференційної картини за інших видах косоокості.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ЛІТЕРАТУРИ

1. Аветисов ЭС. Содружественное косоглазие. М: Медицина; 1977; с. 312.
2. Аветисов ЭС, Кащенко ТП, Смольянинова ИЛ, и др. Клинические особенности и лечение содружественного расходящегося косоглазия: методическое пособие для врачей. М: Московский НИИ глазных болезней им Гельмгольца; 1993. 26 с.
3. Аветисов СЭ, Кащенко ТП, Шамшинова АМ Зрительные функции и их коррекция у детей: Руководство для врачей. Москва; 2005. 872 с.
4. Аветисов ЭС, Ковалевский ЕИ, Хватова АВ. Руководство по детской офтальмологии. М: Медицина; 1987. 496 с.
5. Аветисов СЭ, Мамиконян ВР, Завалишин НН, Ненюков АК. Экспериментальное исследование механических характеристик роговицы и прилегающих участков склеры. Офтальмологический журнал. 1988; 4:233-7.
6. Аветисов ЭС, Маслова ИП, Булач ЭХ. О физических и гистохимических свойствах склеры при эмметропии и миопии. Вестник офтальмологии. 1971; 1:9-13.
7. Аветисов ЭС, Махкамова ХМ. Техника и дозирование операций при сходящемся содружественном косоглазии. Вестник офтальмологии. 1966; 1:9-16.
8. Адзериho КС, Силенко АЯ. Взаимодействие поляризованного излучения с веществом. Минск; 1975. 100 с.
9. Азнаурян ИЭ, Баласанян ВО, Кудряшова ЕА, Узуев МИ. Технология StraboCare для дозирования хирургии содружественного косоглазия. В: Материалы I Международной конференции офтальмологов страбизмологов STRABO 2019 «Новые технологии в диагностике и лечении глазодвигательной патологии»: 2019 Окт 3-5; Москва. Москва; 2019. с.7.
10. Алишунин ЛВ, Егоров ВВ. Хирургическое лечение монолатерального содружественного сходящегося ранее оперированного косоглазия у взрослых. В: Труды международной конференции «Рефракционные и глазодвигательные нарушения»: 2007 Сент 27-29; Москва. Москва; 2007.

с.12-4.

- 11.Антипкін ЮГ, Волосовець ОП, Майданник ВГ, Березенко ВС, Моїсеєнко РО, Виговська ОВ, та ін. Стан здоров'я дитячого населення — майбутнє країни (частина 1). Zdorov'e Rebenka. 2018; 13(1):1-11. doi: 10.22141/2224-0551.13.1.2018.127059.
- 12.Антипова ЮН, Калинина ТН, Колобов ТВ. Ослабляющие операции в коррекции малых углов сходящегося косоглазия у детей. В: Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Актуальные вопросы лечения и современные технологии в педиатрии»: 2007 Сент 5-6; Краснодар. Краснодар; 2007. с. 58–9.
- 13.Барбель И. Э. Операции на глазных мышцах. В кн: Многотомное руководство по глазным болезням. Том 4. М; 1959. с. 315-39.
- 14.Барсегян МЛ. Хирургическое лечение содружественного сходящегося косоглазия с вертикальным компонентом. В: Труды международной конференции «Рефракционные и глазодвигательные нарушения»: 2007 Сент 25-26; Москва. Москва; 2007. с. 18-9.
- 15.Бауэр СМ. Биомеханические модели глаза. В кн: Математические модели и компьютерное моделирование в биомеханике. Глава 9. Под ред ВА Пальмова, АВ Зинковского. СПб: Изд-во СПб ун-та; 2004. 516 с.
- 16.Бауэр СМ, Васильева-Краковская ЕВ. Приложение теории сопряженных оболочек к задачам офтальмологии. Обзорение прикладной и промышленной математики. 2005; 12(3):700-1.
- 17.Бауэр СМ, Воронкова ЕБ. Модели теории оболочек и пластин в задачах офтальмологии. Вестник СПбГУ. Серия 1. 2014; 1(59):438-58.
- 18.Бауэр СМ, Воронкова ЕБ. Модели теории оболочек и пластин в офтальмологии. Вестник С-Петербургского ун-та. 2014; 47(3):90-110.
- 19.Бауэр СМ, Воронкова ЕБ, Ермаков АМ, Качанов АБ, Федотова ЛА. Изменение напряженно-деформированного состояния роговицы и показателей ВГД после лазерной коррекции гиперметропии. В: Труды V Всероссийского общенационального офтальмологического форума. 2013;

1:191-4.

- 20.Бауэр СМ, Воронкова ЕБ, Тиясев АС. О зависимости объем-давление для глазного яблока. Вестн С-Петербур ун-та. Серия 1. 2010; 4:106-9.
- 21.Бауэр СМ, Замураев ЛА, Котляр КЕ. Модель трансверсально-изотропного сферического слоя для расчета изменения внутриглазного давления при интрасклеральных инъекциях.Российский журнал биомеханики.2006;2:43-9.
- 22.Бауэр СМ, Зимин БА, Волков ВВ, Качанов АБ. К построению биомеханической модели отслойки сосудистой оболочки глаза. В: Прикладная механика. Сборник научных трудов. СПб: Изд-во С-Петербур ун-та. 1995; 9:149-55.
- 23.Бауэр СМ, Зимин БА, Миронов АН, Бегун ПИ, Качанов АБ. Построение модели глаза при наложении циркулярного шва. В: Повреждение органа зрения у детей. Сборник трудов Педиатрического медицинского института. СПб; 1991. с. 57-64.
- 24.Бауэр СМ, Зимин БА, Товстик ПЕ. Простейшие модели теории оболочек и пластин в офтальмологии. СПб: Изд-во СПб ун-та; 2000. 92 с.
- 25.Бауэр СМ,Карамшина ЛА,Качанов АБ. Механические модели измерения внутриглазного давления тонометрами Маклакова и Гольдмана после операции по коррекции зрения. Российский журнал биомеханики.2012; 3(57): 25-31.
- 26.БауэрСМ, ЛюбимовГА, ТовстикПЕ. Математическое моделирование метода Маклакова измерения внутриглазного давления. Механика жидкости и газа. Известия РАН.2005; 1:24-39.
- 27.Белостоцкий ЕМ. Диагностика и лечение содружественного косоглазия на современном этапе знаний. М: Медгиз; 1960. 133 с.
- 28.Бойко ЭВ, Ковалевская ИС, Коскин СА, Ковальская АА, Камынин ЮФ, Шелепин ЮЕ, Хараузов АК. Современные методы исследования функциональной активности глазодвигательных мышц.Офтальмологические ведомости. 2011; IV(1):29-34.
- 29.Бойчук ІМ, Мазур ВП. Зміни в нервово-м'язовому апараті прямих м'язів

- очей після курсу електростимуляції у дітей зі збіжною співдружною неакомодаційною косоокістю. Офтальмологічний журнал. 2017; 5: 3-7.
- 30.Бойчук ИМ, Мазур ВП. Особенности биоэлектрических потенциалов наружных горизонтальных прямых мышц глаза при сходящемся и расходящемся содружественном неаккомодационном косоглазии. Офтальмологический журнал. 2015; 6 : 45-49.
- 31.Бойчук ІМ , Мазур ВП. Стан біоелектричної активності зовнішніх горизонтальних прямих м'язів при збіжній співдружній аккомодаційній та неакомодаційній косоокості у дітей. Журнал Офтальмологія Східна Європа. 2016; том 6(1): 98-102.
- 32.Босенко ТА. Диагностика асимметрии наружных мышц глаза в поляризованном свете при косоглазии. В: Труды международной конференции «Актуальные вопросы офтальмологии»; Харьков. Харьков; 1987. с. 33-5.
- 33.Босенко ТО. Діагностика асиметрії зовнішніх м'язів ока у поляризованому світлі при різних видах співдружньої косоокості [автореферат]. Одеса; 1994.16 с.
- 34.Бубнова ИА, Семчишен ВА, Свиридов АП, Хайдуков ЕВ, Новиков ИА, Петров СЮ, Волжанин АВ. Люминесценция тканей глаза при механических нагрузках. Точка зрения. Восток - Запад. 2018; 4:84-6.
- 35.Бушуева НН, Романенко ДВ, Тарнопольская ИН. Результаты хирургического лечения содружественного косоглазия с предварительным моделированием операции на трехмерной биомеханической модели глаза. Офтальмологический журнал. 2014;1:18- 23.
- 36.Бушуева НН, Воробьева ГП, Билич СЕ. Эффективность реабилитации больных в школе-интернате для слабовидящих детей. Офтальмологічний журнал. 2000; 2:22-26.
- 37.Венгер ЛВ. Методы лечения амблиопии и их эффективность. Офтальмологічний журнал. 2000; 4:74-79.
- 38.Вітовська ОП, Савіна ОМ. Структура та частота хвороб ока та придаткового

- апарату у дітей в Україні. Медичні перспективи. 2015; XX(3):133-8.
- 39.Водовозов АМ. Нарушение симметрии в строении сенсорного и моторного аппарата бинокулярного зрения как причина содружественного косоглазия. Офтальмологический журнал. 1970; 2:93-9.
 - 40.Водовозов АМ. Симметрия асимметрия органа зрения в норме, при косоглазии и зрительном утомлении. Волгоград: Издатель; 2000. 128 с.
 - 41.Водовозов АМ, Ковылин ВВ. Изоклины интерференционной картины роговицы как указатели местоположения глазодвигательных мышц в норме и при косоглазии. Офтальмологический журнал. 1983; 5:260-2.
 - 42.Водовозов АМ, Ковылин ВВ. Значение исследования роговицы поляризованным светом в диагностике косоглазия и гетерофории. В: Тезисы докладов VII съезда офтальмологов УССР; 1984 Ноя 13-15; Одесса. Одесса; 1984. с. 159-60.
 - 43.Водовозов АМ, Ковылин ВВ. Использование поляризационно- оптического метода для диагностики состояния глазодвигательных мышц при вертикальной девиации. Офтальмологический журнал. 1990; 4:201-4.
 - 44.Волков ВВ. Психофизиология зрительного процесса и методы ее изучения. Клиническая физиология зрения. 2006. 205-225.
 - 45.Волков ВВ, Малышев ВК, Журавлев АИ, и др. Современное состояние и перспективы применения метода фотоупругости. Офтальмологический журнал. 1990; 8:479-82.
 - 46.Воронкова ЕБ. Деформация, устойчивость и свободные колебания решетчатой пластины глаза. В:Сборник трудов III семинара «Биомеханика глаза». М; 2002. с. 105-6.
 - 47.Галилеева ПС, Трофимов ВА, Шеломова ОА. Моделирование эффекта фотоупругости для бесконтактной тонометрии. В: Прикладная математика в инженерных и экономических расчетах: Сборник научных трудов. СПб: СПГУВК; 2001. с. 106-13.
 - 48.Гидродинамическая модель движения внутриглазной жидкости. В: Труды XIV международной конференции. «Современные проблемы механики

- сплошной среды» / Под ред СМ Бауэра, БА Зимина, ЮЕ Шелепина, НВ Вовненко, КО Лахмана. Ростов-на-Дону: Изд-во ЮФУ; 2011. 2011; 2:112-5.
49. Глазные болезни. Основы офтальмологии: Учебник / Под ред ВГ Копаевой. М: Медицина; 2012. 560 с.
50. Гончарова СА, Петруня АМ, Пантелеев ГВ, Тырловая ЕИ. Вторичное косоглазие. Офтальмологический журн. 2010; 3:25-9.
51. Горшков АМ. Биомеханика глаз при их вынужденных и собственных колебаниях [автореферат]. Саратов; 2008. 17 с.
52. Гридин ВН, Титов ВС, Труфанов МИ. Принципы функционирования бинокулярного оптико-электронного устройства для диагностики отклонений глазодвигательного аппарата. Изв ВУЗов. Приборостроение. 2008; 51(2):48-53.
53. Дашевский АИ, Львовский ВМ. Применение теории оболочек к исследованию физических основ тонометрии глаза. Сопротивление материалов и теория сооружений. К: Будівельник; 1975; 25:27-31.
54. Дашевский АИ. О корреляциях основных элементов анатомо-оптической системы глаз. Офтальмологічний журнал. 1983;4:209-213.
55. Евтушенко ОВ, Петросова ЛН, Евтушенко ВА. Обратное косоглазие у взрослых. В: Труды международной конференции «Рефракционные и глазодвигательные нарушения»: 2007 Сент 25-26; Москва. Москва; 2007. с. 33.3-4.
56. Еременко АИ, Золотарев ЛА, Антипова ЮН. Результаты комплексного лечения вертикального косоглазия у детей. Офтальмологический журнал. 1994; 5:269-70.
57. Ермаков АМ. Напряженно-деформированное состояние склеры и роговицы как ортотропных неоднородных сопряженных сферических оболочек. Российский журнал биомеханики. 2009; 1(43):49-60.
58. Євтушенко АС. Інформаційне забезпечення оцінювання функціонального стану людини за умов підвищених зорових навантажень [автореферат]. Київ; 2018. 24 с.

59. Жабоедов ГД, Скрипник РЛ, Баран ТВ. Офтальмология: учебник (ВУЗ IV уровня аккредитации) / Под ред ГД Жабоедова, РЛ Скрипник. К: «Медицина»; 2011. 424 с.
60. Жидков АВ. Применение системы ANSYS к решению задач геометрического и конечноэлементного моделирования. В: Учебно-методический материал по программе «Информационные системы в математике и механике». Н Новгород; 2006. 115 с.
61. Жукова ОВ, Золотарев АВ, Ямщиков НВ, Николаева ГА. Индивидуальный подход к выбору тактики хирургического лечения сходящегося содружественного косоглазия у детей на основе гистологических данных о патогенезе заболевания. Российская педиатрическая офтальмология. 2014; 4:10-5.
62. Журавлев АИ. Фотоупругость роговицы в норме и при патологии глаз [автореферат]. СПб; 1996. 42 с.
63. Завгородняя НГ, Денисова ОО. Оптическая нейропатия при близорукости высокой степени как результат изменения гемодинамических, биомеханических и морфологических характеристик глаза. Сучасні медичні технології. 2012;2:70-73.
64. Золотухина (Карамшина) ЛА. О деформации многослойной решетчатой пластинки диска зрительного нерва. Российский журнал биомеханики. 2008; 4(42):40-6.
65. Зубарев СФ. К диагностике и хирургическому лечению врожденного содружественного сходящегося косоглазия с вертикальным компонентом. Офтальмологический журнал. 1990; 4:209-13.
66. Иванова ВФ. Вертикальное косоглазие и тактика его лечения. Учеб-метод пособие. Минск: БГМУ; 2014. 24 с.
67. Иомдина ЕН. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция [автореферат]. М; 2000. 48 с.
68. Иомдина ЕН. Биомеханические исследования глаза и их значение для

- практической офтальмологии. В: Сборник трудов II семинара «Биомеханика глаза». М; 2001. с. 17-24.
69. Иомдина ЕН. Механические свойства тканей глаза человека. Современные проблемы биомеханики. 2006; 11:183-200.
70. Иомдина ЕН, Бауэр СМ, Котляр КЕ. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения. М: Реал Тайм; 2015. 208 с.
71. Иомдина ЕН, Кошиц ИН. Биомеханические исследования в современной офтальмологии. Вестник АМН. 2003; 9:25-9.
72. Кански ДД. Офтальмология: признаки, причины, дифференциальная диагностика: руководство [пер с англ] / Под ред ВП Еричева. М: Логосфера; 2012. 584 с.
73. Канюков ВН, Чеснокова ЕФ Паралитическое косоглазие: опыт хирургии. Вестник ОГУ. 2012; 10:95-7.
74. Канюков ВН, Каган ВИ, Тайгузин РШ. Экспериментально-морфологическое обоснование микрохирургии глазодвигательных мышц при косоглазии. В: Федоровские чтения-2002. Сборник научных статей. М; 2002. с. 140-5.
75. Каплін ІВ, Кочина МЛ, Фірсов ОГ. Концепція телемедичної системи для експрес-оцінювання рівня внутрішньоочного тиску. Кибернетика и вычислительная техника. 2018; 1(191):76-94.
76. Каплун АБ, Морозов ЕМ, Олферов МА. ANSYS в руках инженера: практическое руководство. М: Едиториал УРСС; 2003. 272 с.
77. Каркашина ЕВ. Клинико-математическая модель выбора хирургического вмешательства на горизонтальных мышцах при содружественном сходящемся косоглазии [автореферат]. М; 1991. 17 с.
78. Кащенко ТП, Пospelов ВИ, Шаповалов СЛ. Проблемы глазодвигательной и бинокулярной патологии. В: Тезисы докладов VIII съезда офтальмологов России. М; 2005. с. 740-1.
79. Кащенко ТП, Райгородский ЮМ, Корнюшина ТА. Функциональное лечение при косоглазии, амблиопии, нарушениях аккомодации. Методы и приборы. Москва-Саратов: ИИЦ СГМУ; 2017. 163с.

80. Клюка ИВ. Классификация и диагностика расходящегося косоглазия. Офтальмологический журнал. 1987; 3:187-8.
81. Кобринский БА. Системы поддержки принятия решений в здравоохранении и обучении. Врач и информ. технологии. 2010; 2:39-45.
82. Кобринский БА, Зарубина ТВ. Медицинская информатика: учебник. М: Академия; 2009. 192 с.
83. Ковалевский ЕИ, Гусева МР, Грязнов МИ, Холмский АА. Научно-практический анализ результатов хирургического этапа лечения детей с врожденным косоглазием. Офтальмологический журнал. 1979; 5:272-5.
84. Ковалевский ЕИ. Офтальмология. 1995. 86 с.
85. Коваль АА. Логіко-лінгвістичні моделі в нечітких системах. Проблеми програмування. 2008; 2-3(Спец випуск):375-8.
86. Ковтун НМ. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017; 2(6):81-6.
87. Ковтун НМ, Результаты оценки структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризационно-оптического метода. Тези IV Міжнародної науково-практичної конференції студентів та молодих вчених «Актуальні питання теоретичної та практичної медицини». 21-22 квітня 2016 року. Суми, Україна. С.121.
88. Ковылин ВВ. Использование поляризационно-оптического метода для диагностики состояния глазодвигательных мышц при вертикальной девиации. Офтальмологический журнал. 1990; 4:201-4.
89. Ковылин ВВ. Тактика хирургического лечения косоглазия с вертикальным компонентом. В: Труды международной конференции «Рефракционные и глазодвигательные нарушения»: 2007 Сент 25-26; Москва. Москва; 2007. с. 33.17-18.
90. Коган АИ. Роль компенсации в становлении и работе сенсорно-двигательного аппарата бинокулярной зрительной системы. В: Механизмы опознания зрительных образов: Сборник статей / Под ред ВД Глезера. Л:

Наука. Ленингр отделение; 1967. с. 61-76.

91. Кокер Л, Файлон Н. Оптический метод исследования напряжений. М: ОНТИ; 1936. 120с.
92. Кондратенко ЮН. Лечение и профилактика прогрессирующей близорукости на основании гипотезы рефрактогенеза человеческого глаза. [автореферат]. Одесса. 1990. 23с.
93. Константиновская КЕ, Зубарев СФ. Исходы лечения содружественного периодического сходящегося и постоянного косоглазия с малыми углами отклонения. Офтальмологический журнал. 1972; 3:230-3.
94. Косоглазие [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.vision-ua.com/patient/kosoglazz.php>.
95. Косоокість. Клінічна настанова, заснована на доказах. Державний експертний центр МОЗ України, ВГО «Асоціація дитячих офтальмологів та оптометристів України» від 07.08. 2019.
96. Костенко ОА. Исправляют косоглазие желательнo до шести лет [Интернет]. Доступно: <http://www.beautyinfo.com.ua/m0c3i904.html>.
97. Костин ОА, Гончаров КА. Моделирование напряженно- деформированного состояния роговицы глаза под действием внутриглазного давления. Офтальмология. 2012; 4(59):36-41.
98. Котляр КЕ. Разработка и анализ математических моделей независимого и связанного функционирования дренажной и аккомодационной регуляторных систем человеческого глаза. [автореферат]. 1998. 182 с.
99. Кочина МЛ. Поляризованно-оптические свойства роговой оболочки глаза. В: Актуальные вопросы офтальмологии: сборник научных трудов. X; 1980. с.45-7.
100. Кочина МЛ. О возможностях поляризационно-оптического метода. В: Научно-технический прогресс в медицине: материалы областной научно-практической конференции молодых ученых-медиков. X; 1989. с. 47.
101. Кочина МЛ. Некоторые результаты моделирования напряженного состояния роговой оболочки глаза. Кибернетика и вычислительная техника.

- 1991; 90:97-9.
102. Кочина МЛ. Роль элементов зрительной системы в возникновении зрительного утомления. В: Бионика-92: тезисы докладов IX Украинской конференции по бионике; Ивано-Франковск, 1992 Ноя. 1992. с. 49-50.
 103. Кочина МЛ. Роль качества визуальной нагрузки в процессе формирования зрительной системы детей и подростков. Гигиена населенных мест. 1999; 35:416-24.
 104. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальном косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017; 2(4):96-103.
 105. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза. East European Scientific Journal. 2017; 2(18):61-6.
 106. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Ковтун НМ, Каплін ІВ. Результати використання поляризованого світла для дослідження напружено- деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019; 3(99):65-9.
 107. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Яворський ОВ, Ковтун НМ, Фірсов ОГ. Система підтримки прийняття рішень лікарем щодо патології екстраокулярних м'язів. Офтальмологічний журнал. 2020; 2(493):70-8.
 108. Кочина МЛ, Калиманов ВГ. Исследование и моделирование поляризационно-оптических свойств роговицы глаза при различных состояниях экстраокулярных мышц. Бионика интеллекта. 2008; 2(69):132- 7.
 109. Кочина МЛ, Калиманов ВГ. Методы обработки изображений для автоматизации диагностики патологии экстраокулярных мышц. Прикладная радиоэлектроника. 2008; 7(1):93-6.
 110. Кочина МЛ, Калиманов ВГ. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния роговицы глаза с использованием системы инженерного анализа ANSYS. Клиническая информатика и телемедицина. 2009; 5(6):26-30.

111. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Вестник проблем биологии и медицины. 2014; 4(113):139-45.
112. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Исследование напряженно деформированного состояния роговицы глаза с использованием моделей. В: The European Scientific and practical congress "Global Scientific Unity 2014". Prague; 2014. p. 124-6.
113. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Перспективы использования поляризационно-оптического метода в офтальмологии. В: Матеріали XIII з'їзду офтальмологів України. 2014 Трав 21-23; Одеса. Одеса; 2014. с. 279.
114. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния глаза. В: Тези II з'їзду з міжнародною участю «Медична і біологічна інформатика і кібернетика». Медична інформатика і інженерія. 2015; 4:96.
115. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты исследования структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризованного света. В: The International Scientific Association Science & Genesis "Scientific Achievements", Vienna, Austria. Vienna; 2015; 1:89-93.
115. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. В: Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю "Філатовські читання - 2015". 2015 Трав 21-22; Одеса. Одеса; 2015. с. 192.
116. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Классификация поражений глазодвигательных мышц больных с горизонтальным косоглазием. В: Материалы научно-практической конференции с международным участием «Филатовские чтения». 2017 Май 25-26; Одесса. Одесса; 2017. с. 111-2.
117. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів Український журнал медицини, біології та спорту. 2020; 1(23):135- 42.

118. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результаты дослідження параметрів інтерференційних картин рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. В: Scientific achievements of modern society. Abstracts of the 6th International scientific and practical conference. Cognum Publishing House. Liverpool, United Kingdom. 2020 Feb 5-7. Liverpool, UK; 2020. p. 869-77.
119. Кочина МЛ, Яворский АВ. Концепция формирования зрительной системы детей и подростков под влиянием визуальной нагрузки. Вісник проблем біології і медицини. 2013; 3(103):170-5.
120. Кошиц ИН., Макаров ФН, Светлова ОО, Котляр КЕ. Биомеханические и морфологические особенности крепления и функционирования волокон ресничного пояса хрусталика – ключевого звена в исполнительном механизме систем аккомодации и оттока водянистой влаги. В сб.: Биомеханика глаза 2005. МНИИ ГБ им. Гельмгольца. 2005. 3-20.
121. Краковская ЕВ. О приложении теории оболочек к некоторым задачам офтальмологии. Российский журнал биомеханики. 2006; 1:52-8.
122. Краковская ЕВ. О напряженно-деформированном состоянии внешней оболочки глаза. Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 1. 2008; 3:140-3.
123. Кучеров АА. Информационная система поддержки принятия решений врачом-офтальмологом [автореферат]. Сургут; 2013. 20с.
124. Ларионова ОВ, Дравица ЛВ. Современный взгляд на эпидемиологию и этиопатогенез содружественного косоглазия. Проблемы здоровья и экологии. 2019; 61(3):12-7.
125. Левченко ОГ, Писаревский СЛ. Диагностика и хирургическое лечение детей с вертикальным косоглазием. Ташкент; 1995. 61 с.
126. Леоненков АВ. Нечеткое моделирование в среде MATLAB и fuzzyTECH. СПб: БХВ-Петербург; 2005. 736 с.: ил.
127. Литвин АА, Литвин ВА. Системы поддержки принятия решений в хирургии. Новости хирургии. 2014;22(1):96-100.
128. Лобанова ЛС, Степанова ЕА, Коротких СА. Выбор оптимальных

- параметров электростимуляции в комплексном лечении глазодвигательного аппарата у детей [Интернет]. Системная интеграция в здравоохранении: электронный медицинский журнал. 2008; 1(1). Доступно: www.sys-int.ru.
129. Макхамова Х. Анатомо-топографические особенности наружных мышц глаза. Вестник офтальмологии. 1970; 1:78-80.
 130. Малиева ЕВ, Бушуева НН. Данные морфометрических параметров структур переднего отдела глаз у больных с разными видами миопии и лиц с эметропией и гиперметропией. Офтальмологічний журнал. 2013; 2:19-25.
 131. Мартыновская ЛВ. Изоклины интерференционной картины роговицы и координатрия как показатели изменений в глазодвигательных мышцах после склеропластических операций. Офтальмологический журнал. 1988; 1:30-1.
 132. Математическое моделирование в офтальмологии: сборник научных трудов / Гл ред СН Федоров. М: Московский НИИ микрохирургии глаза; 1983. 142 с.
 133. Методы диагностики и лечения врожденных форм косоглазия. Офтальмологический журнал. 1979; 5:262.
 134. Миронов АН. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния оболочки глаза при некоторых операциях [диссертация]. СПб; 2007. 103 с.
 135. Моїсеєнко РО, Голубчиков МВ, Слабкий ГО, Риков СО. Офтальмологічна допомога в Україні за роки незалежності. Київ. 2019. 368 с.
 136. Наказ МОЗ України № 8 від 10.01.2005, змінено № 827 від 08.12.2015. Протокол лікування косоокості у дітей. Доступно: <https://ips.ligazakon.net/document/MOZ4122> Наказ МОЗ України № 117 від 15.03.2007. Протокол надання медичної допомоги хворим із співдружною косоокістю (збіжною, розбіжною, альтернуючою). Доступно: <https://zakononline.com.ua/documents/show/107241> 107241
 137. Наказ МОЗ України № 827 від 08.12.2015. Уніфікований клінічний протокол первинної, вторинної (спеціалізованої), третинної

- (високоспеціалізованої) медичної допомоги. Порушення рефракції та акомодації. Міопія, гіперметропія, астигматизм, анізотропія, пресбіопія, порушення акомодації, амбліопія, контактна корекція зору. Доступно: <https://ips.ligazakon.net/document/MOZ4122>
138. О косоглазии у детей [Интернет]. Доступно: <http://www.kindereducation.com/zdorov26.html>
 139. Оценка функционального состояния глазодвигательных мышц.
Доступно: www.eurolab.ua/eye-health/3171/3173/25685/
 140. Пантелеева ОГ. Современная концепция механизма развития нарушений зрительных функций при эндокринной офтальмопатии [автореферат]. М; 2007. 47 с.
 141. Пасечникова НВ, Дегтяренко ТВ, Духайр Шакір МХ, Ушан ОВ, Бушуєва НМ, Бойчук ІМ. Особливості акомодаційно-конвергентно-зінічної системи ока і психофізіологічного статусу школярів. Офтальмологічний журнал. 2008; 1:6-11.
 144. Патент 32893 Україна, МПК (2006), А 61F9/00, А61В3/10. Спосіб діагностики вертикальної косоокості / Кочина МЛ, Каліманов ВГ, Яворський АВ; заявник і патентовласник Харківський державний медичний університет. - №u200713774; заявл.10.12.2007; опубл. 10.06.2008; Бюл. №11.
 145. Пегат А. Нечеткое моделирование и управление. Пер с англ. М: БИНОМ. Лаборатория знаний; 2009. 798 с. (Адаптивные и интеллектуальные системы).
 146. Пеньков МА, Зубарев СФ, Кочина МЛ. Лечение содружественного сходящегося косоглазия у детей дошкольного возраста. Офтальмологический журнал. 1982; 6:333-5.
 147. Пеньков МА, Зубарев СФ, Кочина МЛ, и др. Поляризационно- оптический метод исследования глаз в диагностике врожденного косоглазия и зрительного утомления. В: Актуальные проблемы современной медицины: тезисы докладов научной сессии ХМИ. Х; 1992. с. 76.
 148. Пеньков МА, Константиновская КЕ, Зубарев СФ. Результаты лечения

врожденного содружественного сходящегося косоглазия.

Офтальмологический журнал. 1979; 5:268-71.

149. Пеньков МА, Кочина МЛ. Интерференционный метод в диагностике косоглазия. Вестник офтальмологии. 1981; 1:39-41.
150. Пеньков МА, Кочина МЛ, Босенко ТА. Применение математических методов с использованием ЭВМ для диагностики патологии глаза. В: Реализация математических методов с использованием ЭВМ в клинической и экспериментальной медицине: материалы симпозиума. М; 1986. с. 45-6.
151. Пеньков МА, Тамарова РМ, Кочина МЛ. Поляризационный метод исследования роговицы глаза. Новости медицинской техники: сборник статей / ВНИИМП. 1982; 1:27-30.
152. Пильман НИ. Функциональное лечение косоглазия у детей. М; 1964. 225 с.
153. Пильман НИ, Халецкая ЛЯ, Ходорковская СА, Голикова ТИ. Вертикальная альтернирующая и расходящаяся девиация при сходящемся косоглазии у детей, ее исправление. Офтальмологический журнал. 1979; 5:275-8.
154. Пильман НИ. Исправление косоглазия у детей. Киев: Здоров'я. 1979. 41с.
155. Позднякова РП. Отдаленные результаты лечения косоглазия у детей. Офтальмологический журнал. 1976; 1:65-7.
156. Поляризационно-оптический метод исследования напряжений / Под ред НИ Пригоровского. М: Наука; 1965. 776 с.
157. Пучковская НА, Сенякина АС, Сердюченко ВИ, и др. Методика углубленного профилактического исследования основных функций органа зрения детей и оптическая коррекция аномалий рефракции. 1988. 27с.
158. Рачевский ФА. К вопросу о напряжениях в роговой оболочке. Русский офтальмологический журнал. 1930; 12:3-16.
159. Розенблюм ЮЗ, Проскурина ОВ. Острота зрения, рефракция и аккомодация у детей. Зрительные функции и их коррекция у детей. 2005. 93-119.
160. Романенко ДВ, Бушуева НН, Духаер Ш, Пилипенко ЕВ. Оценка подвижности глазодвигательных мышц у больных содружественным и

- несодружественным косоглазием с вертикальным компонентом методом автоматизированного анализа двухмерных изображений глазных яблок в диагностических положениях зрения. Офтальмологический журнал. 2014; 5:15-9.
161. Романова АА. К построению модели деформации решетчатой пластины диска зрительного нерва. В: Труды семинара «Компьютерные методы в механике сплошной среды». СПб: СПбГУ; 2008. с. 110-6.
 162. Рыков СА, Сенякина АС. Виды косоглазия, их классификация, особенности диагностики и лечения. Российская офтальмология. 2013; 2:45. [Интернет]. Доступно: <https://eyepress.ru/article.aspx?12567>
 163. Рыков СО, Варивончик ДВ, Піменов АА. Скринінг та профілактика офтальмологічної патології у дітей. 2005. 32 с.
 164. Рыков СО, Вітовська ОП, Степанюк ПІ. Динаміка та структура інвалідності внаслідок офтальмопатології у місті Києві. Філатовські читання : науково-практична конференція офтальмологів з міжнародною участю, 24-25 травня 2012 р. : матеріали. Одеса, 2012. 332-333.
 165. Светлова ОВ, Кошиц ИН. Современные биомеханические представления о теории аккомодации Гельмгольца. В кн.: Биомеханика глаза. М., МНИИГБ им. Гельмгольца. 2001. 137-155.
 166. Семчишен АВ, Семчишен ВА. Измерения фотоупругости роговицы глаза. Астигматизм и аномалии внутренних напряжений роговицы. Альманах клинической медицины. 2008; 17(2):128-32.
 167. Сенякина АС. Диагностика поражений глазодвигательной системы. Офтальмологический журнал. 1969; 6:418-28.
 168. Сенякина АС. Основные принципы и эффективность хирургического лечения врожденного альтернирующего сходящегося неаккомодационного содружественного косоглазия. Офтальмологический журнал. 1977; 7:504-9.
 169. Сенякина АС. Мышечные аномалии при врожденном косоглазии, их диагностика и клиническое значение. Офтальмологический журнал. 1981; 4:220-4.

170. Сенякина АС. Глазодвигательные и сенсорные нарушения при врождённом косоглазии, их диагностика и лечение[автореферат]. Одеса.1980.32с.
171. Сенякина АС, Турчин МВ. Термометрический метод оценки состояния глазодвигательных прямых мышц.Офтальмологический журнал.2002;1:21-5.
172. Сергиенко НМ, Шаргородская ИВ. Изучение биомеханических свойств роговицы при миопии. Офтальмологічний журнал. 2011; 5: 24-26.
173. Сергієнко ММ. Офтальмологічна оптика. Київ. 2015. 469 с.
174. Сердюченко ВИ. Клиника и лечение диссоциированного вертикального косоглазия. Офтальмологический журнал. 1980; 4:216-21.
174. Сердюченко ВИ. Методика и результаты исследования мышечного равновесия глаз у детей дошкольного возраста. Офтальмологический журнал. 1983; 5:257-9.
175. Сердюченко ВИ, Дегтярева НМ. Клиника и лечение атипичного аккомодационного содружественного сходящегося косоглазия с эксцессом конвергенции. Офтальмологический журнал. 1991; 1:16-20.
176. Симанков ВС, Халафян АА. Системный анализ и современные информационные технологии в медицинских системах поддержки принятия решений. М: БиномПресс; 2009. 362 с.
177. Слабкий ГО, Шафранський ВВ, Дудіна ОО. Інвалідність дітей як проблема громадського здоров'я: профілактика та забезпечення ефективної реабілітації. Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. 2016; 3(69):4-9.
178. Смольников БА. Биомеханические модели в офтальмологии. В: Сборник трудов II семинара «Биомеханика глаза». М; 2001. с. 7-16.
179. Сомов ЕЕ. Введение в клиническую офтальмологию. СПб: Изд-во ПМИ; 1993. 198 с.
180. Старкова НО, Паулин ОН, Македон СВ. Построение имитационной модели двигательного аппарата глаза. [Интернет]. Доступно: http://www.nbuu.gov.ua/Articles/OSPU/opu_99_2/R3/2_3.htm.

181. Строгаль АС. О некоторых аспектах хирургического исправления вторичного расходящегося косоглазия у детей. Офтальмологический журнал. 1994; 5:111-2.
182. Тамарова РМ, Зубарева ТВ. Об исследовании роговицы глаза в поляризованном свете. Новости медицинской техники: сборник статей. 1977; 2:29.
183. Тарутта ЕП, Маркосян ГА, Иомдина ЕН, и др. Взаимосвязь биомеханических особенностей корнеосклеральной капсулы и стереометрических параметров диска зрительного нерва при врожденной и приобретенной миопии. Вестник офтальмологии. 2013; 4: 29-34.
184. Типясев АС. О деформации сферической оболочки, заполненной несжимаемой жидкостью, при воздействии кругового растяжения по экватору. Российский журнал биомеханики. 2008; 12:60-5.
185. Типясев АС. Модели теории оболочек в задачах измерения внутриглазного давления [автореферат]. СПб; 2009. 16 с.
186. Труфанов МИ. Распознающие оптико-электронные устройства медицинской экспресс-диагностики. Изв ВУЗов. Приборостроение. 2009; 52(2):66-9.
187. Турчин МВ. Результати термометрії прямих горизонтально діючих окорухових м'язів хворих на альтерную збіжну, неакомодаційну косоокість. Вісник наукових досліджень. 1999; 1:102-4.
188. Турчин МВ. Термометричний метод оцінки стану окорухових прямих м'язів та його значення для планування хірургічного виправлення косоокості [автореферат]. К; 2003. 17 с.
189. Ульянова НА. Клинико-экспериментальное обоснование дизрегуляционной гипотезы патогенеза миопии. Сучасні медичні технології. 2015; 1: 29-33.
190. Ульянова НА. Возрастные особенности строения оболочек глазного яблока. Морфология. 2014; 8(1):95-98.
191. Усанов ДА, Кащенко ТП, Скрипаль АВ, Усанова ТБ, Ячменева ЕИ,

- Горшков АМ, и др. Математическая модель колебаний глазного яблока при косоглазии и при нистагме, сочетанном с косоглазием. В: Биомеханика глаза: сборник трудов конференции. М: МНИИ глазных болезней им Гельмгольца; 2007. с. 185-92.
192. Усанов ДА, Скрипаль АВ, Усанова ТБ, Горшков АМ. Математическая модель описания колебательных движений глаз при косоглазии. В: Сборник трудов XXI Международной научной конференции «Математические методы в технике и технологиях-ММТТ-21» 2008 Май 27-30; Саратов. Саратов; 2008. с. 66-9.
193. Усанов ДА, Скрипаль АВ, Усанова ТБ, Горшков АМ. Анализ вынужденных колебательных движений глаз при косоглазии. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2008; 1/2:99-103.
194. Файлон Л. Оптический метод исследования напряжений. М-Л: Гостехлитиздат; 1940. 120 с.
195. Филатов ВП, Скородинская ВВ. Несколько соображений о путях лечения и профилактики близорукости. Офтальмологічний журнал. 1955; 1: 6-11.
196. Федоров СН, Ивашина АИ, Федорова ИС, и др. К приложению биомеханики для моделирования операций на роговице. В: Нелинейная теория тонкостенных конструкций и биомеханика: труды I Всесоюзного симпозиума. 1985 Май 22-24; Кутаиси-Ткибули. Кутаиси-Ткибули; 1985. с. 447-56.
197. Фейгин АА, Корнюшина ТА, Розенблюм ЮЗ. Пути развития офтальмоэргономики. Медицина труда и промышленная экология. 2002; 6:1-5.
198. Фокина ОВ. Значимость исследований мышечного балланса у пациентов с миопией и астигматическими жалобами (Часть 1). Глаз. 2011; 2: 15-22.
199. Фокина ОВ. Значимость исследований мышечного балланса у пациентов с миопией и астигматическими жалобами (Часть 2). Глаз. 2011;3: 18-24.
200. Фомин АА, Масри ММ, Павленко ВД. Метод и информационная технология построения непараметрической динамической модели

- глазодвигательного аппарата. Восточно-Европейский журнал передовых технологий. 2015; 2(9):64-9.
201. Фотоупругость / Под ред ГЛ Хесина. М: Энергия; 1975. 376 с.
 202. Франус ДВ. Особенности напряженно-деформированного состояния роговицы глаза после лазерной коррекции гиперметропии. Процессы управления и устойчивость. 2015; 2(1):322-7.
 203. Франус ДВ. Изменение напряжённо-деформированного состояния корнеосклеральной оболочки глаза после введения интрасклеральных инъекций. Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых учёных с международным участием. Под ред проф ЛЮ Коссовича. Саратов; 2016. с. 64-66.
 204. Франус ДВ. Конечно-элементные модели механики деформируемого тела в задачах офтальмологии [диссертация]. Саратов; 2017. 150 с.
 205. Фрохт Макс Марк. Фотоупругость. Поляризационно-оптический метод исследования напряжений. М-Л: Гостехиздат; 1950. 488 с.
 206. Хусаинов РР, Цибульский ВР, Якушев ВЛ. Моделирование деформации глаза при измерении внутриглазного давления оптическим методом. Журнал вычислительной математики и математической физики. 2011; 51(2):349-62.
 207. Чередниченко ВМ, Мартыновская ЛВ. Изменения в двигательном аппарате глаза после склеропластических операций. Офтальмологічний журнал. 1987;5:282-283.
 208. Шамшинова АМ, Волков ВВ. Функциональные методы исследования в офтальмологии. М: Медицина; 1999. 416 с.
 209. Шаргородська ІВ, Даниленко ОС. Дослідження біомеханічних властивостей рогівки та акомодатії у дітей з гіперметропією. Вісник проблем біології і медицини. 2020; 1(155):211-215.
 210. Шаргородская ИВ. Особенности биомеханических свойств тканей глаза при кератоконусе. Галицький лікарський вісник. 2016; 23(4): 47-54.
 211. Шаргородская ИВ. Сравнительный анализ измерения биомеханических

- показателей роговицы у пациентов с кератоконусом при использовании различных методов. Офтальмологія. 2016; 3: 50-67.
212. Шеломова О А. Математическая модель анизотропии роговицы глаза. В: Современные технологии: труды молодых ученых ИТМО / Под ред проф СА Козлова. СПб: СПб ГИТМО (ТУ); 2001. с. 68-70.
213. Шерклифф У. Поляризованный свет (получение и применение). М: Мир; 1965. 264 с.
214. Штовба СД. Проектирование нечетких систем средствами MATLAB. М: Горячая линия – Телеком; 2007. 288 с.: ил.
215. Щадних ОМ. Сучасні підходи в діагностиці та лікуванні косоокості. Медична газета «Здоров'я України 21 сторіччя». 2019 Листопад; 22(467).
216. Щеголькова ЮС. Закономерности клинических проявлений эндокринной офтальмопатии и их роль в определении лечебной тактики [автореферат]. Красноярск; 2007. 24 с.
217. Щорічна доповідь про стан здоров'я населення, санітарно-епідемічну ситуацію та результати діяльності системи охорони здоров'я України. 2015 р. За ред ВВ Шафранського; МОЗ України, ДУ «УІСД МОЗ України». Київ; 2016. 452 с.
218. Яворский АВ. Анализ особенностей формирования функциональной системы приема и первичной переработки визуальной информации. Кибернетика и вычислительная техника. 2012; 170:28-40.
219. Adelstein F, Cuppers C. Zur diagnose des strabismus paralyticus. Klin Monatsbl f Augenheilk. 1962; 141(3):335.
220. Alio JL, Laria C. Video-oculography: A new perspective of ocular motility for strabismology. Instant Clinical Diagnosis in Ophthalmology— Strabismus. / Eds Garg A, Rosen E, Crouch RE, Prost OE. New Delhi: Jaypee Brothers Med Publ; 2007. p. 373-98.
221. Anderson K, El-Sheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. JR Soc Interface. 2004; 1:1-15.
222. Andreasson TT, Simonsen AH, Oxlund H. Biomechanical properties of

- keratoconus and normal corneas. *Exp Eye Res.* 1980; 31(4):435-41.
223. ANSYS, Inc. ANSYS Mechanical APDL Structural Analysis Guide / ANSYS, Inc. Canonsburg: Southpointe; 2013. 498 p.
224. Arciniegas A, Amaya LE. Biostructural model of the human eye. *Ophthalmologica.* 1980; 180(4):207-12.
225. Arciniegas A, Amaya LE. Mechanical analog for the study of internal forces of the eye. *Ophthalmologica.* 1980; 180(4):212-6.
226. Babuska R. *Fuzzy Modeling for Control.* Boston: Kluwer Academic Publ; 1998. 288 p.
227. Bauer SM, Lyubimov GA, Tovstik PE. On the mathematical simulation of the measuring of the intraocular pressure by Maklakov method. *Technische Mechanik.* 2004; 24(3):231-5.
228. Bauer SM, Mironov AN. On the mathematical simulation of the stress-strain state of the eye shell undergoing the scleral buckling procedure. *Acta of Bioengineering and Biomechanics.* 2002; 4(N S):726-7.
229. Bezdec JC. *Fuzzy Models and Algorithms for Pattern Recognition and Image Processing.* NY: Springer; 2005. 785 p.
230. Bour LJ, Lopez Cardozo NJ. On the birefringence of the living human eye. *Vision Res.* 1981; 21(9):1413-21.
231. Bourouis A, Feham M, Hossain MA, Zhang L. An intelligent mobile based decision support system for retinal disease diagnosis. *Decision Support Systems.* 2014 Mar; 59:341-50. doi: 10.1016/j.dss.2014.01.005
232. 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; 1:21-53.
233. Bryant MR, McDonnell PJ. Constitutive laws for biomechanical modeling of refractive surgery. *J Biomech Eng.* 1996; 118:473-81.
234. Burian HM. Pathophysiology of exodeviations. In: *Symposium on Horizontal Ocular Deviations.* Ed Manley DR. St Louis: Mosby-Year Book; 1971. 119 p.
235. Burke JP, Leach CM, Davis H. Psychosocial implications of strabismus surgery

- in adults. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 1997; 34(3):159-64.
236. Castaneda C, Nalley K, Mannion C, Bhattacharyya P, Blake P, Pecora A, et al. Clinical decision support systems for improving diagnostic accuracy and achieving precision medicine. *J Clin Bioinforma*. 2015 Mar 26; 5:4. doi: 10.1186/s13336-015-0019-3.
 237. Chew E, Remaley NA, Tamboli A, Zhao J, Podgor MJ, Klebanoff M. Risk factors for esotropia and exotropia. *Arch Ophthalmol*. 1994 Oct; 112(10):1349- 55.
 238. Choi RY, Kushner BJ. The accuracy of experienced strabismologists using the Hirschberg and Krimsky tests. *Ophthalmology*. 1998;105(7):1301-6.
 239. ClinicalDecisionSupport (CDS). Office of the National Coordinator for Health Information Technology. 2013 [cited 31 August 2019]. Available from: <https://www.healthit.gov/policy-researchers-implementers/clinicaldecision-support-cds>
 240. Coats DK, Paysse EA, Towler AJ, Dipboye RL. Impact of large angle horizontal strabismus on ability to obtain employment. *Ophthalmology* 2000; 107(2):402-5.
 241. Cogan DC. Some ocular phenomena produced with polarized light. *Arch Ophthalmol*. 1941; 25(3): 391-400.
 242. Cooper J. All About Strabismus (2001–2011). Available from: Cooper – www.strabismus.org
 243. Cope WT, Wolbarsht ML, Yamanashi BS. The corneal polarization cross. *J Opt Soc Am*. 1978; 68(8):1139-41.
 244. Cotter SA, Varma R, Tarczy-Hornoch K, McKean-Cowdin R, Lin J, Wen G, et al. Joint Writing Committee for the Multi-Ethnic Pediatric Eye Disease Study and the Baltimore Pediatric Eye Disease Study Groups. Risk factors associated with childhood strabismus: the multi-ethnic pediatric eye disease and Baltimore pediatric eye disease studies. *Ophthalmology*. 2011 Nov; 118(11):2251-61. doi: 10.1016/j.ophtha.2011.06.032
 245. Coulombre AJ, Coulombre JL. The development of the structural and optical properties of the cornea. In: *The Structure of the Eye*. Ed by GK Smelser. NY: Academic Press; 1961. p. 205-419.

245. de Groot PJ, de Pender E. A transient effect contingent on the direction of polarization of light incident on the cornea. *Vision Res.* 1979; 19(9): 1065-6.
246. de la Torre-Díez I, Martínez-Pérez B, López-Coronado M, Díaz JR, López MM. Decision support systems and applications in ophthalmology: literature and commercial review focused on mobile apps. *J Med Syst.* 2015 Jan; 39(1):174. doi: 10.1007/s10916-014-0174-2.
247. de Vries HL, Spoor A, Jielof R. Properties of the eye with respect to polarized light. *Physica.* 1953; 19: 419-32.
248. Demer JL, Clark RA. Magnetic resonance imaging of differential compartmental function of horizontal rectus extraocular muscles during conjugate and converged ocular adduction. *Journal of Neurophysiology.* 2014; 112(4):845-55.
249. Diamond GR, Katowitz JA, Whitaker LA, Quinn GE, Schaffer DB. Variations in extraocular muscle number and structure in craniofacial dysostosis. *Am J Ophthalmol.* 1980; 90:416.
250. Dobbs MD, Mawn LA, Donahue SP. Anomalous Extraocular Muscles with Strabismus. *American Journal of Neuroradiology.* 2011 Oct; 32(9):E167- E168. DOI: 10.3174/ajnr.A2291.
251. Donnelly UM, Stewart NM, Hollinger M. Prevalence and outcomes of childhood visual disorders. *Ophthalmic Epidemiol.* 2005; 12(4):243-50.
252. Duke-Elder S, Wybar KC. The Anatomy of the Visual System. In: *System of Ophthalmology.* Vol 2. St Louis: Mosby–Year Book; 1961.
253. Durnian JM, Noonan CP, Marsh IB. The psychosocial effects of adult strabismus: a review. *British Journal of Ophthalmology.* 2010; 95(4):450. DOI: 10.1136/bjo.2010.188425.
254. Ethier CR, Johnson MK, Ruberti J. Ocular biomechanics and biotransport. *Annu Rev Biomed Eng.* 2004; 6:249-73. DOI: 10.1146/annurev.bioeng. 6.040803.140055.
255. Eustace P, Wesson ME, Drury DJ. The effect of illumination on intermittent divergent squint of the divergence excess type. *Trans Ophthalmol Soc UK.* 1973; 93:559-70.

256. Frandsen AD. Occurrence of squint. A clinical-statistical study on the prevalence of squint and associated signs in different groups and ages of the Danish population. *Acta Ophthalmol.* 1960; 62:1.
257. Franus DV. Change in the stress-strain state of the cornea after refractive surgery. In: *International Conference on Mechanics - Seventh Polyakhov's Reading.* 2015. p. 73-6.
258. Franus DV. Finite-element model of intraocular pressure measurement by Maklakov applanation tonometer. In: *Proceedings of the VII European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering (ECCOMAS Congress 2016).* 2016; 4:6631-6.
259. Friedman Z, Neumann E, Hyams SW, Peleg B. Ophthalmic screening of 38,000 children, age 1 to 2 1/2 years, in child welfare clinics. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus.* 1980 Jul-Aug; 17(4):261-7.
260. Galveia JN, Travassos A, da Silva Cruz LA. An Ophthalmology Clinical Decision Support System Based on Clinical Annotations, Ontologies and Images. In: *2018 IEEE 31st International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS).* 2018 Jun 18-21; Karlstad, Sweden. DOI: 10.1109/ CBMS. 2018. 00024.
261. Graham PA. Epidemiology of strabismus. *Br J Ophthalmol.* 1974 Mar; 58(3):224-31. doi: 10.1136/bjo.58.3.224.
262. Granet DB. Strabismus: aligning the doctor's vision with the patient's need. *British Journal of Ophthalmology.* 2010; 95:443-4. doi: 10.1136/bjo.2010.188326
263. Haładaj R. Normal Anatomy and Anomalies of the Rectus Extraocular Muscles in Human: A Review of the Recent Data and Findings. *BioMed Research International.* 2019; 2019: ArticleID 8909162. 9 pages. doi: 10.1155/ 2019/ 8909162.
264. Harley EA, Bicas. The laws and rationales of the oculomotor balance. In: *Strabismus 2006: Proceedings of the Joint Congress, the Xth Meeting of the International Strabismological Association.* 2006; Brazil. 2006. p. 39-68.

265. Hashemi H, Pakzad R, Heydarian S, Yekta A, Aghamirsalim M, Shokrollahzadeh F, et al. Global and regional prevalence of strabismus: a comprehensive systematic review and meta-analysis. *Strabismus*. 2019 Jun; 27(2):54-65. doi: 10.1080/09273972.2019.1604773
266. Hoeltzel DA, Altman P, Buzard K, Choe K. Strip extensiometry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas. *J Biomech Eng*. 1992; 114(2):202-15.
267. Hull S, Tailor V, Balduzzi S, Rahi J, Schmucker C, Virgili G, et al. Tests for detecting strabismus in children aged 1 to 6 years in the community. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017 Nov 6; 11:CD011221. doi: 10.1002/14651858.CD011221.pub2.
268. Hwang H, Kim M, Park C. A new noncontact tonometer using corneal photoelasticity: porcine eye study. *Ophthalmic Res*. 2011; 45(4):169-73. doi: 10.1159/000320600.
269. Jue B, Maurice DM. The mechanical properties of the rabbit and human cornea. *J Biomechanics*. 1986; 19(10):847-53.
270. Kahai P, Namuduri KR, Thompson H. A decision support framework for automated screening of diabetic retinopathy. *Int J Biomed Imaging*. 2006; 2006:45806. doi: 10.1155/IJBI/2006/45806.
271. Kaplin IV, Kochina ML, Demin IuA, Firsov AG. The system of intraocular pressure assessment using interference eye pictures. *Cybandcompeng*. 2019;1(195):64-81.
272. Kern C, Fu DJ, Kortuem K, Huemer J, Davis A, Balaskas K, et al. Implementation of a cloud-based referral platform in ophthalmology: making telemedicine services a reality in eye care. *Br J Ophthalmol*. 2020 Mar; 104(3):312-7. doi: 10.1136/bjophthalmol-2019-314161.
273. Kikkawa Y. Submicroscopic structure of rabbit cornea studied by polarization optics and thermoelasticity. *Jpn J Phys*. 1955; 5(3):167-82.
274. Knobbe CA. Strabismus Surgery [Internet]. Available from: [www/allaboutvision.com/.../strabismus-surg](http://www.allaboutvision.com/.../strabismus-surg).

275. Komai Y, Ushiki T. The three dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1991; 32(8):2244-57.
276. Kumar SJJ, Madheswaran M. An improved medical decision support system to identify the diabetic retinopathy using fundus images. *J Med Syst.* 2012;36:3573-81.
277. Lepore D, de Santis R, Pagliara MM, Borzacchiello A, Molle F, Minicucci G, et al. Biomechanical behavior of human sclera. *Exp Eye Res.* 1996; 63(Suppl 1):719.
278. Liberati EG, Ruggiero F, Galuppo L, Gorli M, Gonzalez-Lorenzo M, Maraldi M, 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. DOI: 10.1186/s13012-017-0644-2.
279. 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. doi: 10.1007/s10916-016-0508-3.
280. Lu J, Feng J, Fan Z, Huang L. Automated Strabismus Detection based on Deep neural networks for Telemedicine Applications. Available from: https://www.researchgate.net/profile/Jiewei_Lu.
281. Madroszkiewicz M. Oculomyodynamometry. The strength and work of extraocular muscles in squint. *Ophthalmologica.* 1970; 161(5-6):491-8.
282. Martinez AJ, Biglan AW, Hiles DA. Structural features of extraocular muscles of children with strabismus. *Arch Ophthalmol.* 1980; 98(3):533-9.
283. McBain HB, Au CK, Hancox J, MacKenzie K, Ezra DG, Adams GGW, et al. The impact of strabismus on quality of life in adults with and without diplopia: a systematic review. *Survey of Ophthalmology.* 2014; 59(2):185-91. doi: 10.1016/j.survophthal.2013.04.001.
284. McCally RL, Farrell RA. Structural implications of small-angle light scattering from the cornea. *Exp Eye Res.* 1982; 34(1):99-113.
285. 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.
286. Mills MD, Coats DK, Donahue SP, Wheeler DT. Strabismus surgery for adults: a report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology.* 2004; 111(6):1255-62.
287. Mironov AN, Semenov BN. Zum problem der mathematischen modellierung in der ophtalmologie. *Technische Mechanik.* 1996; 3: 245-9.
288. Modi NC. Strabismus: background and surgical techniques. *J Perioper Pract.* 2008; 18(12):532-5.
289. Mojon-Azzi SM, Kunz A, Mojon DS. Strabismus and discrimination in children: are children with strabismus invited to fewer birthday parties? *British Journal of Ophthalmology.* 2010; 95:473-6. doi: 10.1136/bjo.2010.185793.
290. Nash SR, Green PR, Foster CS. Comparison of mechanical properties of keratoconus and normal corneas. *Exp Eye Res.* 1982; 35(5):413-23.
291. Noronha K, Acharya U, Nayak K, Kamath S, Bhandary S. Decision support systemfor diabetes retinopathy using discrete wavelet transform. *Proc Inst Mech Eng H.* 2013 Mar; 227(3):251-61. doi: 10.1177/0954411912470240.
292. Nyquist G. Stress induced birefringence of the cornea. *Am J Ophthalmol.* 1968; 65(3):398-404.
293. Parks MM. *Atlas of Strabismus Surgery.* NY: Harper&Row; 1983. 221 p.
294. Paunksnis A, Barzdziukas V, Jegelevicius D, Kurapkiene S, Dzemyda G. The use of information technologies for diagnosis in ophthalmology. *J Telemed Telecare.* 2006 Jul 1; 12:37-40.
295. Pihlblad MS, Erenler F, Sharma A, Manchandia A, Reynolds JD. Anterior segment optical coherence tomography of the horizontal and vertical extraocular muscles with measurement of the insertion to limbus distance. *Journal of Pediatric Ophthalmology & Strabismu.* 2016; 53(3):141-5.
296. Piri S, Delen D, Tieming Liu T, Zolbanin HM. A data analytics approach to building a clinical decision support systemfor diabetic retinopathy: Developing and deploying a model ensemble. *Decision Support Systems.* 2017 Sep; 101:12

27. doi: 10.1016/j.dss.2017.05.012.
297. Post D, Gurland GE. Birefringence of the cat cornea. *Exp Eye Res.* 1966; 5(4):286-95.
298. Prasanna P, Jain S, Bhagat N, Madabhushi A. Decision support system for detection of diabetic retinopathy using smartphones. In: *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (Pervasive Health)*, 2013 7th International Conference, 2013. p. 176-9.
299. Robaei D, Rose KA, Kifley A, Cosstick M, Ip JM, Mitchell P. Factors associated with childhood strabismus: findings from a population-based study. *Ophthalmology.* 2006;113(7):1146-53. doi: 10.1016/j.optha.2006.02.019.
300. Roberts C. Biomechanics of the cornea and wavefront-guided laser refractive surgery. *J Refract Surg.* 2002; 18(5): 589-92.
301. Satterfield D, Keltner JL, Morrison TL. Psychosocial aspects of strabismus study. *Arch Ophthalmol.* 1993; 111(8):1100-5.
302. Saulgozis J, Volkolakova R, Dobelis M. Mechanical properties of the human eye choroid. II. Anisotropy and Nonuniformity. In: *Proceedings of the Third International Conference on Myopia*; 1986 May 2-4, Rome, Italy – NY: Myopia International Research Foundation. Rome, Italy; 1986. p. 77-87.
303. Seiler T, Matallana M, Sendler S, Bende T. Does Bowman's layer determine the biomechanical properties of sclera? *Refract Corneal Surg.* 1992; 8(2):139- 42.
304. Schmidt W. *Die Bausteine des Tierkörpers* impolarisierten Licht. Bonn: Friedrich Cohen; 1924. 280 s.
305. Smolek M. K. Holographic interferometry of intact and radially incised human eye-bank corneas. *J Cataract Refract Surg.* 1994; 20(3):277-86.
306. Snir M, Gilad E, Ben-Sira I. An unusual extraocular muscle anomaly in a patient with Crouzon's disease. *Br J Ophthalmol.* 1982; 66:253.
307. Soergel F, Jean B, Seiler T, Bende T, Mücke S, Pechhold W, Pels L. Dynamic mechanical spectroscopy of the cornea for measurement of its viscoelastic properties in vitro. *Ger J Ophthalmol.* 1995; 4(3):151-6.
308. Spoerl E, Boehm AG, Pillunat LE. The influence of various substances on the

- biomechanical behavior of lamina cribrosa and peripapillary sclera. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005; 469(4):1286-90.
309. Spoerl E, Huhle M, Seiler T. Induction of cross-links in corneal tissue. *Exp Eye Res*. 1998; 66(1):97-103.
 310. Stanworth A. Polarized light studies of the cornea II. The effect of intra-ocular pressure. *J Exp Biol*. 1953; 30(2):164-9.
 311. Stanworth A, Naylor EJ. The polarization optics of the isolated cornea. *Br J Ophthalmol*. 1950; 34(4):201-11.
 312. Stanworth A, Naylor EJ. Polarized light studies of the cornea I. The isolated cornea. *J Exp Biol*. 1953; 30:160-3.
 313. Stidwill D. Epidemiology of strabismus. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1997 Nov; 17(6):536-9.
 314. Strabo care system. Available from: <https://strabo-care.com>.
 315. Suh KS. Clinical decision support systems for improving diagnostic accuracy and achieving precision medicine. *Journal of clinical bioinformatics*. 2015; 5(1):4.
 316. Sumeet D, Mohit J. Computational Decision Support Systems and Diagnostic Tools in Ophthalmology: A Schematic Survey. *Computational Analysis of the Human Eye with Applications*. Singapore:World Scientific Publishing; 2011. 468 p. doi: 10.1142/9789814340304_0003.
 317. Swan KC. Problems of exotropia. *J Pediatr Ophthalmol*. 1965; 2:25-34. 3
 318. Trikha S. AI decision support systems for Ophthalmic care - the competitive advantage? 2017 Dec 30. Available from: <https://health.economictimes.indiatimes.com/health-files/ai-decision-support-systems-for-ophthalmic-care-the-competitive-advantage/2781>.
 319. Van Blokland GJ, Verhelst SC. Corneal polarization in the living human eye explained with a biaxial model. *Opt Soc Am A*. 1987; 4(1):82-90.
 320. Von Erlach C. Mikroskopische Beobachtungen über organische Elementarteile bei polarisiertem Licht. *Arch f Anat u. Physiol*. 1847; 1847:313.
 321. Von Fleischl E. Ueber eine optische Eigenschaft der Cornea. *Sitzungsber d k Akad Wiss Wien Math Naturwiss*. 1880; 82(3):47.

322. Von Noorden GK, Campos EC. Binocular Vision and Ocular Motility: theory and management of strabismus. Mosby; 6 edition. St Louis, USA; 2001. 672 p.
323. Woo SL, Kobayashi AS, Schegel WA, Lawrence C. Nonlinear material properties of intact cornea and sclera. *Exp Eye Res.* 1972 Jul; 14(1):29-39. doi: 10.1016/0014-4835(72)90139-x.
324. 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.
325. Yager R, Fiiev D. *Essentials of Fuzzy Modeling and Control.* John Wiley & Sons; 1984. 388 p.
326. Yang Z, Fu H, Li R, Lo W-L. Intelligent Evaluation of Strabismus in Videos Based on an Automated Cover Test. *Appl Sci.* 2019; 9:731-47.
327. 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.
328. Yehezkel O, Belkin M, Wygnanski-Jaffe T. Automated Diagnosis and Measurement of Strabismus in Children. *American Journal of Ophthalmology.* 2020 May 01; 213: 226-34. doi: 10.1016/j.ajo.2019.12.018.
329. Zadeh LA. *Fuzzy Sets. Information and Control.* 1965; 8(3):338-53. doi: 10.1016/S0019-9958(65)90241-X.
330. Zadeh LA. Biological applications of the theory of fuzzy sets and systems. *The Proceedings of an International Symposium on Biocybernetics of the Central Nervous System.* Boston: Little Brown; 1969. p. 199-206.
331. Zadeh LA. Fuzzy logic and approximate reasoning. *Synthese* APRIL/MAY. 1975; 30(3/4):407-28. DOI: 10.1007/BF00485052.
332. Zandman F. The photoelastic effect of the living eye. *Experim Mechanics.* 1966; 6(5):19-25.

ДОДАТКИ

Додаток №1.

Впровадження результатів роботи у науковій та практичній діяльності

АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

"Затверджую"
Ректор Харківської медичної
академії післядипломної освіти
д.мед.н., проф. Хвистюк О.М.
"12"  2019 р.


АКТ

про впровадження в навчальний процес матеріалів дисертаційної роботи
Ковтун Н.М. «**Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання
стану око рухових м'язів з використанням поляризованого світла**»

Пропозиція для **впровадження:** метод визначення
структурнофункціонального стану екстра окулярних м'язів за поляризаційно-
оптичними властивостями рогівки ока.

Автор: Ковтун Наталя Михайлівна

Термін впровадження: 2017-2019 рр.

Форма впровадження: впроваджено у лекційний курс та практичні
аудиторні заняття при викладанні питань, що стосуються особливостей
напружено-деформованого стану ока при різних рівнях внутрішньоочного
тиску та структурно-функціональному стані екстраокулярних м'язів;
залежності параметрів інтерференційних картин, спостережених на рогівці ока
у поляризованому світлі, від геометричних параметрів рогівки, рівня
внутрішньоочного тиску та стану екстра окулярних м'язів; можливостей
використання інтерференційних картин для визначення патології екстра
окулярних м'язів за косоокості.

Ефективність впровадження: покращення знань курсантів щодо
особливостей напружено-деформованого стану ока за різних рівнів
внутрішньоочного тиску та стану екстра окулярних м'язів, можливостей
використання інтерференційних картин, що спостерігаються на рогівці ока у
поляризованому світлі у практичній охороні здоров'я.

Відповідальний за впровадження:

завідувач кафедри офтальмології

доктор медичних наук, професор

Ю.А. Дьомін



Продовження додатку 1

ЗАТВЕРДЖУЮ
В.о. директора комунального підприємства «Дніпропетровська обласна клінічна офтальмологічна лікарня»
УСТИМЕНКО С.Б.
серпень 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

матеріалів дисертаційної роботи Ковтун Н.М. *«Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла»*

НАЗВА ПРОПОЗИЦІЇ: Метод визначення патології екстраокулярних м'язів за поляризаційно-оптичними властивостями рогівки ока

ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ: Кочина М.Л., Каплин И.В., Ковтун Н.М. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Вестник проблем биологии и медицины. -2014. – Вып.4, том 1 (113). – С.139-145.

Ковтун Н.М. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології і спорту. 2017, 2(6): 81–86.

ДЕ І КОЛИ ВПРОВАДЖЕНО: Комунальне підприємство «ДОКОЛ» 2018-2019 рр.

ПРИ ПРОВЕДЕННІ ЯКИХ РОБІТ ВПРОВАДЖЕНО ПРОПОЗИЦІЮ:

- при проведенні обстеження хворих на косоокість;
- при визначенні індивідуальної лікувальної тактики при диспансерному спостереженні хворих на косоокість;
- при визначенні обсягу хірургічного утручання при лікуванні косоокості.

ЕФЕКТ ВІД ВПРОВАДЖЕННЯ: підвищення ефективності лікування хворих на косоокість шляхом підвищення точності визначення патології прямих екстра окулярних м'язів.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач дитячого офтальмологічного відділення



І.М. Тарнопольська

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Директор ТОВ «МЦ Офтальміка»
Кузьміна В.В.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

матеріалів дисертаційної роботи Ковтун Н.М. «Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла»

НАЗВА ПРОПОЗИЦІЇ: Метод визначення патології екстраокулярних м'язів у хворих на косоокість.

ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ: Ковтун Н.М. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології і спорту. 2017, 2(6): 81–86.

Кочина М.Л., Дьомін Ю.А., Ковтун Н.М., Каплін І.В. Результати використання поляризованого світла для дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока при патології екстра окулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019. №3. С. 65-69.

ДЕ І КОЛИ ВПРОВАДЖЕНО: в дитячому відділенні ТОВ «МЦ Офтальміка» 2018-2019 рр.

ПРИ ПРОВЕДЕННІ ЯКИХ РОБІТ ВПРОВАДЖЕНО ПРОПОЗИЦІЮ:

- при проведенні обстеження хворих на косоокість;
- при визначенні індивідуальної лікувальної тактики хворих на косоокість;
- перед хірургічним утручанням з приводу косоокості.

ЕФЕКТ ВІД ВПРОВАДЖЕННЯ: підвищення ефективності лікування хворих на косоокість шляхом підвищення точності визначення патології екстра окулярних м'язів.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач дитячим відділенням

Вікторія Селіванова
Селіванова Н.О.

Продовження додатку 1

"Затверджую"
 Головний лікар КНП «Харківська
 міська клінічна лікарня №14 ім. проф.
 Д.Д.Гришана»
 Ковтун Н.М.
 2019 р.
 АКТ

про впровадження в практику охорони здоров'я матеріалів дисертаційної роботи Ковтун Н.М. «Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла»

Ми, Нікітіна О.С. та Борисенко Ю.Ю., що нижче підписалися, та склали цей Акт про те, що Ковтун Н.М. передала для впровадження матеріали дисертаційної роботи «Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла», які містять інформацію щодо методу визначення патології екстраокулярних м'язів без контакту з оком хворого за поляризаційно-оптичними властивостями рогівки ока.

Матеріали використовуються при визначенні патології екстраокулярних м'язів у хворих на косоокість перед хірургічним утручанням.

Прізвище, ім'я, по батькові	Назва пропозицій	Ефект впровадження
Ковтун Н.М.	Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальном косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. - 2(4). –С.96-103. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології і спорту. 2017, 2(6): 81–86.	Впровадження дозволило підвищити ефективність лікування хворих на косоокість шляхом об'єктивного визначення патології екстраокулярних м'язів перед хірургічним утручанням.

Відповідальний за впровадження:
 Завідувач дитячим відділенням

Лікар дитячого відділення

Нікітіна О.С.

Борисенко Ю.Ю.

Продовження додатку 1

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. ректора харківської медичної
академії післядипломної освіти
професор Марченко В.Г.



2020 р.

АКТ

про впровадження в навчальний процес матеріалів дисертаційної роботи
Ковтун Н.М. «Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання
стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла»

Пропозиція для впровадження: концепція системи підтримки
прийняття рішень лікарем щодо патології екстра окулярних м'язів.

Установа-розробник: кафедра офтальмології ХМАПО, вулиця
Амосова, 58, Харків, Харківська область, 61176.

Автор: Ковтун Наталя Михайлівна.

Джерело інформації:

Кочина М.Л., Дьомін Ю.А., Ковтун Н.М., Каплін І.В. Результати
використання поляризованого світла для дослідження напружено-
деформованого стану рогівки ока при патології екстра окулярних м'язів.
Міжнародний медичний журнал. 2019. №3. С. 65-69.

Кочина М.Л., Дьомін Ю.А., Ковтун Н.М., Каплін І.В. Модель
напряжено-деформованого состояния роговицы глаза. East European
Scientific Journal. -2017. – 2(18). –Р.61-66.

Установа, в якій проведено впровадження: кафедра клінічної
інформатики та інформаційних технологій в управлінні охороною здоров'я
ХМАПО.

Термін впровадження: 2018-2019 рр.

Форма впровадження: впроваджено у лекційний курс при викладанні
питань, що стосуються впровадження сучасних інформаційних технологій та
методів моделювання в діагностичний та лікувальний процес.

Ефективність впровадження: покращення знань курсантів щодо
сучасних інформаційних технологій в офтальмології, зокрема про
можливості використання математичних моделей та систем підтримки
прийняття рішення лікарем щодо патології екстра окулярних м'язів у хворих
на косогляд.

Відповідальний за впровадження:

завідувач кафедри клінічної інформатики та
інформаційних технологій в управлінні
охороною здоров'я

доктор медичних наук, професор

О.Ю. Майоров

Продовження додатку 1

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор Київського центру терапії
і мікрохірургії ока (ТОВ «ТРИМЕДЕКС»)

Рогатіна Н.А.

Рогатіна Н.А.
«05» *серпня* 2019
Ідентифікаційний номер: 30098972
«ТРИМЕДЕКС»
ТОВ «ТРИМЕДЕКС» є оприлюдненою

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

матеріалів дисертаційної роботи Ковтун Н.М. «Наукове обґрунтування та розроблення методу оцінювання стану окорухових м'язів з використанням поляризованого світла»

НАЗВА ПРОПОЗИЦІЇ: Метод визначення патології екстраокулярних м'язів у хворих на косоокість.

ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ: Ковтун Н.М. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц.

Український журнал медицини, біології і спорту. 2017, 2(6): 81–86.

Кочина М.Л., Дьомін Ю.А., Ковтун Н.М., Каплін І.В. Результати використання поляризованого світла для дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока при патології екстра окулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019. №3. С. 65-69.

ДЕ І КОЛИ ВПРОВАДЖЕНО: в дитячому відділенні2018-2019 рр

ПРИ ПРОВЕДЕННІ ЯКИХ РОБІТ ВПРОВАДЖЕНО ПРОПОЗИЦІЮ:

- при проведенні обстеження хворих на косоокість;
- при визначенні індивідуальної лікувальної тактики хворих на косоокість;
- перед хірургічним утручанням з приводу косоокості.

ЕФЕКТ ВІД ВПРОВАДЖЕННЯ: підвищення ефективності лікування хворих на косоокість шляхом підвищення точності визначення патології екстраокулярних м'язів.

Продовження додатку 1

Відповідальний за впровадження: заступник головного лікаря Київського центру терапії і мікрохірургії ока (ТОВ «ТРИМЕДЕКС»)

Полуніна Н.Є.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized 'P' followed by a loop and a horizontal stroke.

Продовження додатку 1

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар
медичного центру "Візекс"

Гудзь А.С.

"22" 09 2019 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва пропозиції:** Метод оцінювання стану екстраокулярних м'язів за поляризаційно-оптичними властивостями рогівки ока.
2. **Заклад-розробник, його поштова адреса, П.І.П. авторів:** Харківська медична академія післядипломної освіти, 61176, м. Харків, вул. Амосова, 58; Ковтун Н.М.
3. **Джерела інформації:** 1. 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.96-103.
2. Ковтун Н.М. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології і спорту. 2017, 2(6): 81–86.
4. **Де і коли впроваджено:** Медичний центр "Візекс", 2018-2019 рр.
5. **При проведенні яких робіт впроваджено пропозицію:**
- при проведенні обстеження хворих на косоокість та визначенні обсягу хірургічного утручання.
6. **Ефект від впровадження:** підвищення ефективності лікування хворих на косоокість шляхом підвищення точності визначення патології екстраокулярних м'язів.
7. **Відповідальні за впровадження:**

Гудзь А.С.

Ковтун Н.М.

"22" 09 2019 р.

Додаток №2. Список публікацій та апробацій здобувача

1. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Вестник проблем биологии и медицины. 2014. Вып.4, том 1 (113). С. 139-145.
2. Ковтун НМ. Интерференционные картины роговицы глаза при разных состояниях глазодвигательных мышц. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. 2(6). С.81-86.
3. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Ковтун НМ, Каплін ІВ. Результативикористання поляризованого світла для дослідження напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Міжнародний медичний журнал. 2019. 25, 3(99). С. 65-69.
4. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Український журнал медицини, біології та спорту. 2020. 1(23). С.135-142.
5. Кочина МЛ, Дьомін ЮА, Яворський ОВ, Ковтун НМ, Фірсов ОГ. Система підтримки прийняття рішень лікарем щодо патології екстраокулярних м'язів. Офтальмологічний журнал. 2020. 2 (493). С. 70-78.
6. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза. East European Scientific Journal. 2017. 2(18). Р.61-66.
7. Кочина МЛ, Демин ЮА, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Особенности интерференционных картин глаз при горизонтальном косоглазии. Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. 2(4). С.96-103.
8. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Исследование напряженно-деформированного состояния роговицы глаза с использованием моделей. The European Scientific and practical congress "Global Scientific Unity 2014". Prague 2014. Р.124-126.
9. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Перспективы использования

- поляризационно-оптического метода в офтальмологии. Матеріали XIII з'їзду офтальмологів України. 21-23 травня 2014 року. Одеса, Україна. С.279. *(Тези та стендова доповідь)*.
10. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния глаза. Тези II з'їзду з міжнародною участю «Медична і біологічна інформатика і кібернетика». Медична інформатика і інженерія. 2015. № 4. С. 96. *(Тези та доповідь)*.
 11. Ковтун Н.М. Результаты оценки структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризационно-оптического метода. Тези IV Міжнародної науково-практичної конференції студентів та молодих вчених «Актуальні питання теоретичної та практичної медицини». 21-22 квітня 2016 року. Суми, Україна. С.121. *(Тези та доповідь)*.
 12. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты исследования структурно-функционального состояния глазодвигательных мышц с использованием поляризованного света. The International Scientific Association Science & Genesis "ScientificAchievements", Vienna (Austria). – Vienna, 2015. Vol. 1. P. С.89-93. *(Тези)*.
 13. Кочина МЛ, Каплин ИВ, Ковтун НМ. Результаты использования поляризованного света для исследования глаза. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю "Філатовські читання - 2015" 21-22 травня 2015 року Одеса. С.192. *(Тези та стендова доповідь)*.
 14. Кочина М.Л, Ковтун Н.М. Классификация поражений глазодвигательных мышц больных с горизонтальным косоглазием. Матер. н.-п. конф. с междунар. участием «Филатовские чтения». 25-26 мая 2017, Одесса. –С. 111-112. *(Тези та стендова доповідь)*.
 15. Кочина МЛ, Ковтун НМ. Результати дослідження параметрів інтерференційних картин рогівки ока за патології екстраокулярних м'язів. Scientific achievements of modern society. Abstracts of the 6th International scientific and practical conference. Cognum Publishing House. Liverpool, United Kingdom. February 5-7. 2020. Pp. 869-877. *(Тези)*.