

УДК 681.32

В.П. КОЖЕМ'ЯКО¹, С.В. ПАВЛОВ¹, П.Ф. КОЛІСНИК², Н.П. БАБЮК¹

ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН КОНФІГУРАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРОСУДИН КОН'ЮКТИВИ ОКА

¹*Вінницький національний технічний університет,
вул. Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, Україна
Тел. (432) 598505129, факс (432) 465772*

²*Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова,
21018, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, Україна,*

Анотація. В статті розглянуто основні методи для визначення динамічних змін конфігурації мікросудин кон'юнктиви ока, а також підхід до оцінювання переміщень зображень на основі методу часткового Q-підсумовування.

Аннотация. В статье рассмотрены основные методы для определения динамических изменений микрососудов конъюнктивы глаза, а также подход к оценке смещений изображений на основании Q-суммирования.

Abstract. In the article the basic methods for determining the dynamic configuration of changes of conjunctiva microvessels of the eye and approach to the evaluation of image displacements on the basis of a partial Q-summation.

ВСТУП

Офтальмоскопічне дослідження мікросудин кон'юнктиви ока дозволяє оцінити біомедичні показники стану судинної системи з вищою інформативністю, ніж при вивченні окремих органів та тканин людини. Тому до офтальмологічного діагностичного обладнання висуваються підвищені вимоги по достовірності, точності, швидкості оброблення зображень тощо. Сучасні діагностичні системи, що застосовуються в офтальмології, рідко дають таку можливість. Крім того, рівень вимог до медичного діагностичного обладнання, яке використовується в даній області, незмінно підвищується, що вимагає застосування нових інформаційних методів та підходів до його реалізації.

Тому актуальною є задача розпізнавання динамічних змін стану мікросудин кон'юнктиви ока, яка дає можливість застосовувати нові принципи та методи оцінювання мікроциркуляції.

Загальний стан мікроциркуляції судин кон'юнктиви оцінюють в балах. Серед всіх запропонованих бальних систем оцінки (Гельжиніс Р., Волков В.С., Дорогой А.П., Куликов В.В., Малая Л.Т., Шутьпіна Н.Б., Царьова Н.Н., Moriske R.) найбільш популярною вважається система оцінки по Малой Л.Т. В її основу покладено спробу кількісно охарактеризувати ступінь відхилення основних показників мікроциркуляції від умовно прийнятої норми, яка відображена в балах. В залежності від ступеня вказаних змін отримують певну кількість балів, на основі якої розраховують кон'юнктивальний індекс. Величину кон'юнктивального індексу розглядають, як показник для оцінки ступеня порушень мікроциркуляторної системи [4,6]. Для оцінювання кон'юнктивального індексу вибираються такі показники: співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул; нерівномірність калібру; меандрична звивистість; мікроаневризми; клубочки; сітковидна структура судин; зміна кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномен; мікротромби. які характеризуються такі порушення як; зміни судин; позасудинні зміни; внутрішньо-судинні зміни.

МЕТОД

Оцінювання мікроциркуляції може спрощуватись до кількісного інтегрального критерію співвідношення кількості артеріальної та венозної крові в досліджуваній ділянці, який узагальнює всі критерії оціночної системи. Переважання кількості венозної крові вказує на неспроможність артеріальної ділянки або нездатність всієї серцево-судинної системи забезпечити певну рівновагу між потребою в артеріальній крові і можливостями органної чи системної гемодинаміки.

Найбільш універсальною є класифікація змін мікроциркуляції судин кон'юнктиви по Bloch-Ditzel в модифікації Богоявленського:

- 0.0. - нормальний безперервний кровообіг в артеріолах і венулах;
- +.+. - невизначене порушення з початковою агрегацією еритроцитів;
- 1.1. - редукція кровообігу і агрегація в артеріолах діаметром до 15мкм і венулах до 30 мкм;
- 2.2. - ті ж зміни в артеріолах і венулах середнього діаметру;
- 3.3. - утворення великих еритроцитарних агрегатів, затримка кровообігу на 2-3 сек. і розшарування кровотоку;
- 4.4. - утворення агрегатів діаметром до 100 мкм в крупних артеріолах і венулах, зупинка кровообігу в деяких мікросудинах, розшарування кровотоку, поява псевдотромбів.

Зміни капілярів оцінюються по такій шкалі:

- КО - безперервний кровотік;
- КІ - намистоподібний кровотік;
- К2 - перервний штрих-пунктирний кровотік, поява "гойдальних" змін кровотоку;
- КЗ - запустіння, трембування мікросудин.

Для вирішення багатьох задач обробки зображень треба використовувати дані про динамічні зміни біооб'єктів протягом досліджень. Це дозволяє відстежувати окремі біооб'єкти та накопичувати інформацію про їх властивості.

Певні труднощі при оцінюванні таких змін полягають в тому, що видимі переміщення біооб'єктів є лише їх проекції у тривимірному просторі на площину сенсора зображення.

Використання оцінювання руху в обробці динамічних змін зображень мікросудин кон'юнктиви та дозволяє:

- більш точно сумістити маску та поточне зображення, що дозволяє зменшити вплив артефактів на різницевого зображенні;
- підвищити ефективність придушення шумів за рахунок використання часової надмірності;
- вимірювати та оцінювати динамічні зміни (швидкість переміщення, значення зсуву окремих ділянок біозображення).

Якщо динамічні зміни біооб'єктів або ділянок біооб'єктів представляє сукупність паралельних перекосів, обертів та змін масштабу, то такі переміщення можна описувати афінним перетворенням на площину [7].

$$[wx'wy'w'] = [wxwyw] \begin{bmatrix} a_1 & a_4 & 0 \\ a_2 & a_5 & 0 \\ a_3 & a_6 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

де $wxwyw$ – однорідні координати біооб'єктів на вихідному зображенні; $wx'wy'w'$ - координати біооб'єкту, які змінилися в результаті переміщення; $a_1...a_6$ – параметри афінного перетворення.

Наступні співвідношення пов'язують однорідні та декартові координати точки: $x=wx/w$; $y=wu/w$.

Використання двовимірного афінного перетворення для опису переміщення ділянок біооб'єктів є неоптимальним з точки зору визначення похибки вимірювань. Тим не менш, така модель досить широко застосовується для «грубого» суміщення зображень та його окремих компонентів.

Для опису складних переміщень, при яких змінюється положення та форма біооб'єктів, а також положення різних частин біооб'єктів перспективним є модельний підхід [2].

Ідея даного підходу полягає в тому, щоб зіставити кожен об'єкт біозображення із деякою параметричною моделлю-маскою. Моделі будуються таким чином, щоб врахувати можливі переміщення та деформації об'єкта. Однак реалізація методу аналізу переміщень на основі модельного підходу, таких як метод активних контурів та метод активних форм [1,3], вимагають значних обчислювальних ресурсів, особливо, в режимі реального часу.

У статті розглянуто підхід до оцінювання переміщень на основі методу часткового Q-підсумовування.

Даний метод описує динамічні зміни на зображеннях у вигляді поля векторів переміщення. Кожній елементарній ділянці поточного зображення (ПЗ) приписуються вектор, що характеризує його паралельне перенесення відносно затриманого зображення (ЗЗ). Вектори для усіх ділянок визначаються незалежно один від одного. Поле векторів переміщення є основою для побудови моделей переміщення більш вищого рівня, наприклад, параметрів афінного перетворення.

В масиві $C = \{C(m, n)\}$ визначається елемент $C(m_{\min}, n_{\min}) = 1$, для якого віддалення R від

центра масиву $C\left(\frac{m_x}{2\lambda}, \frac{m_y}{2t}\right)$ представлено на рис. 1.

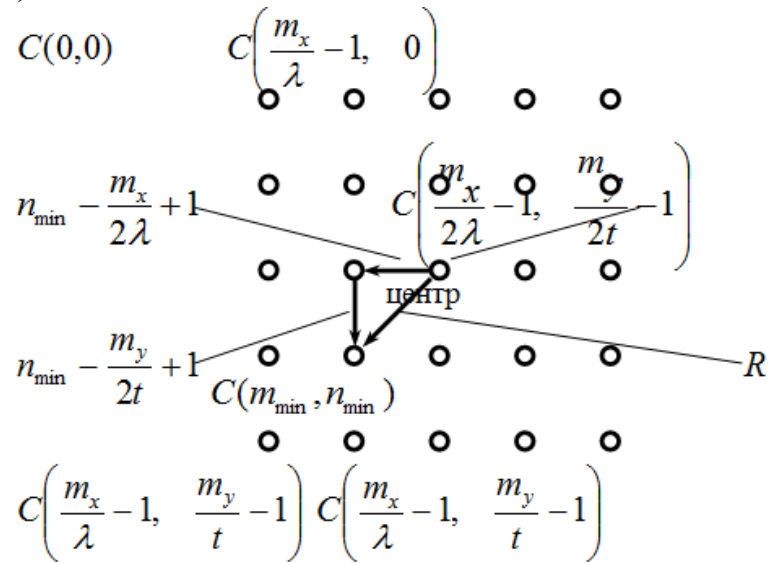


Рис. 1. Аналіз сусідніх одиничних елементів масиву C від центру

Таким чином, критеріями вибору фрагмента вихідного зображення є:

- порівняння модуля різниці відповідних нормованих згорток ЗЗ і ПЗ із похибкою порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda,t)}$;
- найменше віддалення фрагмента зображення, для якого $0 < \Delta Q_{fg(m,n)}^{(\lambda,t)} \leq \delta_{fg}^{(\lambda,t)}$ від центру зображення.

КРИТЕРІЙ ВИБОРУ ФРАГМЕНТУ

У своїй основі операція розбиття зображення на фрагменти використовує метод часткового Q-підсумовування.

Масиви підрахунків ПЗ і ЗЗ розбиваються на фрагменти методом дихотомії (поділу навпіл) із коефіцієнтами поділу (λ, t) для двовимірних зображень. Для практичної реалізації зручно брати дільники (λ, t) рівними цілим ступеням двійки, тобто

$$\lambda = 2^m \lambda; \quad t = 2^m t, \quad (2)$$

причому

$$\left. \begin{aligned} m_\lambda &= \overline{1, INT[\log_2 m_x]} \\ m_t &= \overline{1, INT[\log_2 m_y]} \end{aligned} \right\}, \quad (3)$$

де m_x, m_y - розміри кадру ПЗ і ЗЗ; INT - функція виділення цілої частини числа.

При виборі дільників (λ, t) так, щоби

$$\left. \begin{aligned} 1 < m_\lambda < INT[\log_2 m_x] \\ 1 < m_t < INT[\log_2 m_y] \end{aligned} \right\}, \quad (4)$$

вихідні масиви відліків будуть розбиті на (λ, t) фрагментів. У межах кожного фрагменту виконується операція згортки, тобто накопичення суми відліків, що входять в даний фрагмент:

$$Q_{f(m,n)}^{(\lambda,t)} = \sum_{j=n \cdot \frac{m_y}{t}}^{(n+1) \cdot \frac{m_y}{t} - 1} \sum_{i=m \cdot \frac{m_x}{\lambda}}^{(m+1) \cdot \frac{m_x}{\lambda} - 1} q_f(i,j), \quad (5)$$

де $Q_{f(m,n)}^{(\lambda,t)}$ - величина згортки фрагмента ТИ із номером m, n , причому $m = \overline{0, \lambda - 1}$ $n = \overline{0, t - 1}$; (λ, t) – дільники двовимірного масиву ПЗ $F(\vec{\tau})$; m_x, m_y - розмір кадродвовимірного масиву ПЗ.

Аналогічно визначаються згорки $Q_{g(m,n)}^{(\lambda,t)}$ двовимірного масиву затриманого зображення 33 $G(\vec{\tau})$.

За практичної реалізації для скорочення розрядності двійкових схемних елементів, тобто для скорочення апаратних затрат зручніше оперувати із нормованими значеннями згорток.

$$Q_{fn(m,n)}^{(\lambda,t)} = \frac{Q_{f(m,n)}^{(\lambda,t)}}{\frac{m_x}{\lambda} \cdot \frac{m_y}{t}} \quad Q_{gn(m,n)}^{(\lambda,t)} = \frac{Q_{g(m,n)}^{(\lambda,t)}}{\frac{m_x}{\lambda} \cdot \frac{m_y}{t}}. \quad (6)$$

Тобто, отримано масиви нормованих згорток ПЗ та 33

$$S_{fn}^{(\lambda,t)} = \left\{ Q_{fn(m,n)}^{(\lambda,t)}, \text{ де } \begin{matrix} m = \overline{0, \lambda - 1} \\ n = \overline{0, t - 1} \end{matrix} \right\}; \quad (7)$$

$$S_{gn}^{(\lambda,t)} = \left\{ Q_{gn(m,n)}^{(\lambda,t)}, \text{ де } \begin{matrix} m = \overline{0, \lambda - 1} \\ n = \overline{0, t - 1} \end{matrix} \right\}. \quad (8)$$

Далі виконується модуля різниці відповідних згорток масивів $S_{fn}^{(\lambda,t)}$ і $S_{gn}^{(\lambda,t)}$ із похибкою порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda,t)}$:

$$\Delta Q_{f_n g_n}^{(\lambda,t)}(m,n) = \left| Q_{f_n}^{(\lambda,t)}(m,n) - Q_{g_n}^{(\lambda,t)}(m,n) \right|. \quad (9)$$

Визначається результуючий масив $C = \left\{ \begin{matrix} C(m,n) \\ (\lambda,t) \end{matrix} \right\}$, причому

$$\left. \begin{matrix} C(m,n) = 1, & \text{якщо } 0 < \Delta Q_{f_n g_n}^{(\lambda,t)}(m,n) \leq \delta_{fg}^{(\lambda,t)} \\ C(m,n) = 0, & \text{інакше} \end{matrix} \right\}. \quad (10)$$

Погрішність порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda,t)}$ залежить від розмірів фрагментів зображення, тобто від

дільників (λ, t) , максимальної швидкості суміщення фона і кадрової затримки ЗЗ відносно ПЗ:

$$\delta_{fg}^{(\lambda, t)} = \bar{q} \cdot \left[\frac{m_x \cdot V_y \cdot k}{\lambda} + \frac{m_y \cdot V_x \cdot k}{t} - V_x \cdot V_y \cdot k^2 \right], \quad (11)$$

де \bar{q} - середнє значення відліків по усій площі кадру ЗЗ або ПЗ; V_x, V_y - максимальна швидкість зміщення фона $F_n(\vec{r})$ протягом одного кадру (дискрет/ кадр); k - кількість кадрів між ЗЗ і ПЗ.

Середнє значення відліків по усій площі кадру визначається для ЗЗ, щоб у момент приходу кадру ПЗ мати уже розраховане значення \bar{q} :

$$\bar{q} = \frac{\sum_{j=0}^{m_y-1} \sum_{i=0}^{m_x-1} q_g(i, j)}{m_x \cdot m_y}. \quad (12)$$

Метод визначення погрiшностi порiвняння $\delta_{fg}^{(\lambda, t)}$ зображено на рис. 2

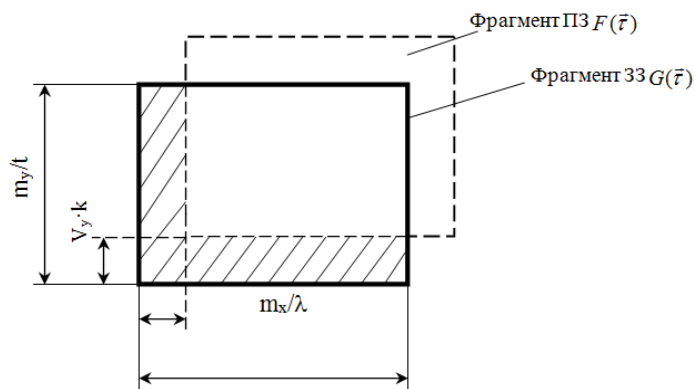


Рис.2. Метод визначення похибки порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda, t)}$

В таблиці 1 представлено значення похибки порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda, t)}$ за наступними вихідними даними:

$$m_x = m_y = 512; \quad k = 1; \quad \bar{q} = 32.$$

Таблиця 1.

Значення похибки порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda, t)}$

Швидкість зміщення фону V_x, V_y	Порядок-дільник (λ, t)				
	,2	,4	,7	,8	,8
4,4	,99	,58	,97	,93	,88
8,8	,97	,94	,88	,75	,5
16,16	,88	,75	,5	1	4
32,32	,5	1	4	0	4

Розглянемо детальніше процес формування результуючого масиву $C = \{C(m, n)\}$.

Елемент масиву $C(m, n) = 1$ у тому випадку, якщо модуль різниці відповідних згорток ПЗ і ЗЗ не перевищив похибки порівняння і не є рівним нулю. Фізично, це означає, що фон у даному фрагменті змістився із швидкістю, менше максимальної і даний фрагмент не містить об'єкта (за умови, що об'єкт, що швидко переміщається у порівнянні із фоном і розміри m_{0x}, m_{0y} порівняні із розмірами фрагмента:

$$\begin{aligned} m_{0x} &\ll \frac{m}{\lambda}; \\ m_{0y} &\ll \frac{m}{t}, \end{aligned} \tag{13}$$

де символ \ll означає "не значно менше".

Фізичний зміст (13) представлено на рис. 3.

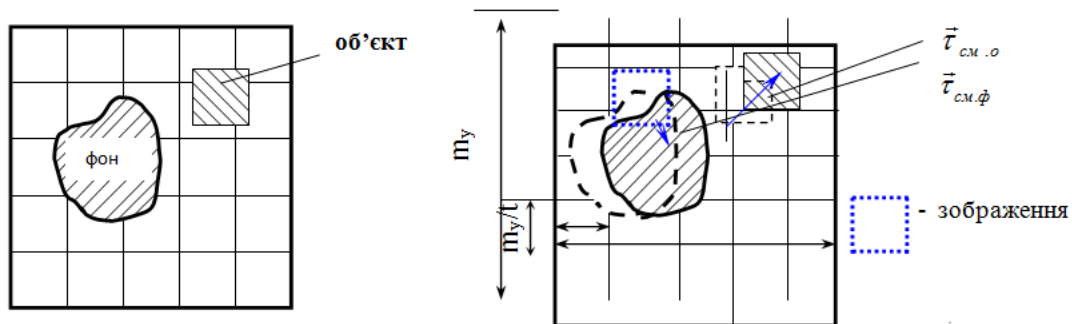


Рис. 3. Приклад вибору фрагменту зображення

Таким чином, критеріями вибору фрагменту вихідного зображення є: порівняння модуля різниці відповідних нормованих згорток ЗЗ і ПЗ із похибкою порівняння $\delta_{fg}(\lambda, t)$; найменше віддалення фрагмента

зображення, для якого $0 < \Delta Q_{fg(m, n)}(\lambda, t) \leq \delta_{fg}(\lambda, t)$ від центру зображення.

МЕТОДИКА

Отримані зображення досліджувалися для виділення структурних змін мікросудин кон'юнктиви за ознаками колірних контурів і ознаками плям і ліній. Далі розглядаються деякі методи для виділення ознак зображення, що використовувалися при аналізі біомедичних зображень [5].

Кольорові зображення можна описувати кількісно, визначаючи для кожного елемента координати кольору T_1, T_2, T_3 , пропорційні кількості червоного, зеленого і синього основних кольорів, необхідних для зрівнювання кольору цього елемента. Яскравість елемента є зваженою сумою $Y = a_1 T_1 + a_2 T_2 + a_3 T_3$ значень координат кольору, де a_i —вагові коефіцієнти.

Існує декілька способів визначення колірних контурів. Можна вважати, що контур на кольоровому зображенні відповідає тільки перепаду яскравості. Проте це визначення виключає контури, пов'язані з різкими змінами колірного тону і насиченості в областях з постійною яскравістю. Інший підхід полягає в тому, що досліджується кожна з трьох компонент зображень, і вважається, що колірний контур існує, якщо перепад яскравості знайдений одночасно на всіх компонентах. Третій спосіб визначення полягає в тому, що контур має місце, якщо відстань між векторами кольору по обидві сторони передбачуваного перепаду перевищує деякий пороговий рівень. У разі двох останніх випадків колірних контурів результати виявлення повністю залежать від вибраної системи координат кольору [5].

Плямою називається відносно маленька область зображення, яскравість якої значно відрізняється від яскравості її околиці. Відрізок лінії визначається розподілом яскравості, який повинен мати U-образну форму в напрямі, перпендикулярному напрямку лінії, і бути витягнутим уздовж лінії.

Розенфельд і ін. [2м] запропонували алгоритм для виявлення плями, при використуванні якого спочатку здійснюється згладжування зображення за допомогою маски розміром $W \times W$ елементів, яка є

фільтром нижніх частот. Потім рівень кожного елемента усередненого зображення порівнюється з середнім значенням рівнів його чотирьох сусідів (справа, зліва, зверху і знизу), віддалених від центрального елемента на відстань в W елементів. Пляма виділяється, якщо ця різниця достатньо велика. Інший подібний підхід [2] передбачає формування різниці між середньою яскравістю у вікні розміром $W \times W$ і середньою яскравістю навколишньої кільцевої області шириною W . Обидва ці методи є особливими випадками лінійного контрастування плями з подальшим пороговим обмеженням, коли контрастуюча маска є складова маска вигляду

$$H(j,k) = H_s(j,k) * H_L(j,k), \quad (14)$$

де $H_s(j,k)$ — згладжуюча маска, що є фільтром нижніх частот, а $H_L(j,k)$ — одна з масок оператора Лапласа.

Можна припускати, що лінії і смуги є локальними фрагментами більш крупних структур. Говорять, що через деяку точку зображення проходить лінія, якщо уздовж трьох прямих, перпендикулярних лінії і проходячих через цю крапку і дві найближчі сусідні точки, які лежать на лінії, яскравість міняється від низького рівня до більш високого, а потім знову до більш низького (або навпаки) [5]. Один з підходів до виділення лінії полягає в тому, що виконується просторове об'єднання відгуків детектора перепаду усередині локальної околиці. Лінії одичної ширини можна знайти шляхом згортки зображення з набором лінійних масок вигляду:

$$H_1 = \begin{pmatrix} -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \end{pmatrix}, \quad (15)$$

$$H_2 = \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 2 & 2 & 2 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}, \quad (16)$$

$$H_3 = \begin{pmatrix} -1 & -1 & 2 \\ -1 & 2 & -1 \\ 2 & -1 & -1 \end{pmatrix}, \quad (17)$$

$$H_4 = \begin{pmatrix} 2 & -1 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \\ -1 & -1 & 2 \end{pmatrix}, \quad (18)$$

За допомогою яких виконується контрастування вертикальних, горизонтальних і діагональних відрізків ліній. Порогове обмеження контрастованих зображень приводить до виявлення місцеположення відрізка лінії. Хюккель [2] узагальнив ідею апроксимації перепаду і запропонував виконувати виявлення відрізків ліній усередині області круглої форми. Фрагмент зображення усередині круглого вікна апроксимується ідеальним відрізком лінії, який має вид вузької смужки, обмеженої паралельними прямими; яскравість усередині цієї смужки відрізняється від яскравості сусідньої області. Якщо вдається добитися достатньо точної апроксимації, то вважається, що в зображенні є відрізок лінії з підібраними в процесі апроксимації параметрами.

ЕКСПЕРИМЕНТ ТА РЕЗУЛЬТАТИ

На біомікроскопічне дослідження відбирали тільки тих хворих, у яких не було захворювань кон'юнктиви, спроможних змінювати мікроциркуляторні показники (кон'юнктивіти, склеротичні та рубцеві зміни кон'юнктиви тощо). Другою вимогою до формування групи була відсутність захворювань, які можуть викликати системні порушення мікроциркуляції (серцева недостатність, цукровий діабет, колагенози, анемії, капілярнопатії тощо).

Візуальне дослідження проводилось при збільшенні в 64 рази з використанням зеленого світлофільтра, що підвищує контрастність до-сліджуваних мікросудин, полегшує їх опис.

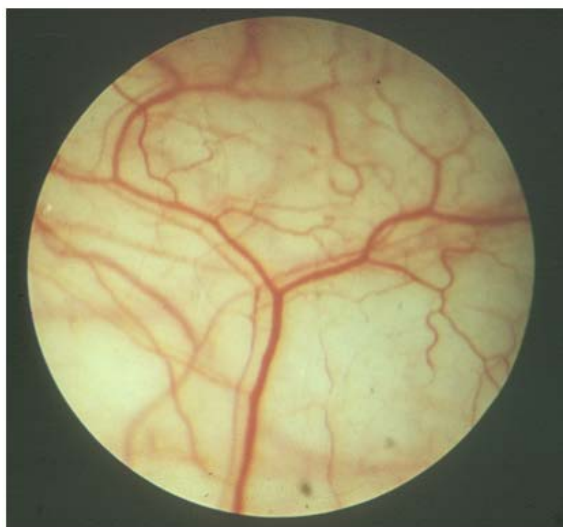
Мікрофотографування здійснювалось при збільшенні в 40 разів на негативній чорнобілій фотоплівці та позитивній кольоровій фотоплівці, а також зображення заносили в комп'ютер за допомогою цифрового фотоапарату.

Одержані результати (рис.4 (а,б)) аналізували за модифікованою схемою Л.Т. Малої та співавторів [м], таблиця 2.

Таблиця 2.

Модифікована система критеріїв кількісної оцінки стану кон'юнктивальної мікрогемодициркуляції

Локалізація порушень	Критерій	Градація критеріїв	Бали	Можлива кількість балів	
Зміни судин	Співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул	А – 1:3–1:5	1	3	
		Б – 1:6 та менше	3		
		В – неможливо визначити	3		
		Порушення паралелізму судин	–	1	1
		Нерівномірність калібру	–	1	1
		Меандрична звивистість	–	1	1
		Венулярнісакуляції	–	1	1
		Мікроаневризми	–	1	1
		Мережеподібна структура судин	–	2	2
		Клубочки	–	1	1
		Зміна кількості функціонуючих капілярів	А – збільшена	1	3
			Б – різко зменшена	3	
	Артеріоло-венулярні анастомози	–	2	2	
Позасудинні зміни	Периваскулярний набряк	–	1	1	
	Крововиливи	–	1	1	
	Гемосидероз	–	1	1	
Внутрішньо-судинні зміни	Сладж-феномен	А – венули	1	6	
		Б – капіляри	2		
		В – артеріоли	3		
		Мікротромби	–	3	3



а)



б)

Рис. 4. Результати дослідження (а, б)

Вибір цієї системи пов'язаний з урахуванням певних переваг:

- 1) вона вбирає всі основні структури та зміни мікроциркуляторного русла;

- 2) система відносно спрощена;
- 3) подає чітку бальну градацію, що полегшує кількісний аналіз та статистичну обробку результатів досліджень;
- 4) деталізована бальна оцінка динамічних показників, які змінюються під час гострого дослідження, а також внаслідок курсового лікування;
- 5) апробована у великій кількості робіт, в яких вивчались мікроциркуляторні процеси.

Кількісна характеристика динамічних показників за допомогою таблиці особливо приваблює, тому що дає можливість оцінити адекватність дії застосованого лікарського засобу, проведеного курсового лікування, корекції доз фармакологічних препаратів та схем медикаментозної терапії, а також дієвість інших методів лікування.

ВИСНОВКИ

В статті розглянуто основні методи для визначення динамічних змін конфігурації мікросудин кон'юнктиви ока, а також підхід до оцінювання переміщень зображень на основі методу часткового Q-підсумовування.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Blake A. And Isard M. Active Contours. The application of techniques from graphics, vision, control theory and statistics to visual tracking of shapes in motion. – Springer – Verlag, London, 1998.
2. Vogel S., Schiele B. Semantic Modeling of Natural Scenes for Content-Based Image Retrieval // International Journal of Computer Vision. - 2007. - №2. – P. 133-157.
3. Афанасенко А.С. – Оценка движения на изображениях в ангиографии // Медицинская техника, 2011. - №5. – С. 18-20.
4. Бунин А.Я. Микроциркуляция глаза/ А.Я. Бунин. Л. А. Каинельсон, А.А. Яковлев. - М.: Медицина, - 1984. - 270 с.
5. Введение в контурный анализ; приложения к обработке изображений и сигналов / Я.А.Фурман, А.В.Кревецкий, А.К.Передреев, А.А.Роженцов, Р.Г.Хафизов, И.Л.Егошина, А.Н.Леухин; Под ред. Я.А.Фурмана. – 2-е изд., испр. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 592 с.
6. Метод оценки оксигинации субконъюнктивального сосудистого русла с помощью спектроскопии отраженного света/ [В.Ф. Шмырева, С.Ю. Петров, А.А. Антонов, В.П. Сиплиный, А.А. Стратонников, Т.А. Савельева, С.А. Шевчик, А.В. Рябова] // Глаукома. - 2008. - № 2. - С. 9-14.
7. Шишкин Е.В., Боресков А.В. Компьютерная графика. Динамика, реалистичные изображения. – М.: Диалог – МИФИ, 1995. – С. 76

Надійшла до редакції 12.06.2014р.

КОЖЕМЯКО ВОЛОДИМИР ПРОКОПОВИЧ - д.т.н., професор, академік АІНУ, завідувач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

КОЛІСНИК ПЕТРО ФЕДОРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач відділом, Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова, м. Вінниця, Україна.

БАБЮК НАТАЛЯ ПЕТРІВНА – здобувач, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.