

С.В. ПАВЛОВ, П.Ф. КОЛІСНИК, А.О. РОЖМАН, В.Д. МАРТИНЮК

СПЕКТРОСКОПІЧНИЙ МЕТОД ОЦІНЮВАННЯ СУБКОН'ЮНКТИВНОГО СУДИННОГО РУСЛА ОКА

*Вінницький національний технічний університет,
Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, 21021, Україна,
тел.: (432) 580125, E-mail: psv@vstu.vinnica.ua*

Анотація. Дану статтю присвячено питанням дослідження застосування оптико-електронних систем для аналізу мікроциркуляції кон'юнктиви ока. Також розглянуте питання практичної реалізації оптико-електронної інформаційної системи для дослідження стану мікроциркуляції кон'юнктиви ока, що надає нові можливості діагностики різноманітних захворювань, що супроводжуються порушенням мікроциркуляції.

Аннотация. Данная статья посвящена вопросам исследования применения оптико-электронных систем для анализа микроциркуляции конъюнктивы глаза. Также рассмотрен вопрос практической реализации оптико-электронной информационной системы для исследования состояния микроциркуляции конъюнктивы глаза, который предоставляет новые возможности диагностики разнообразных заболеваний, которые сопровождаются нарушением микроциркуляции.

Abstract. This article is devoted the questions of research of application of the optical-electronic systems for the analysis of microcirculation of conjunctiva of eye. The also considered question of practical realization of the optical-electronic informative system is for research of the state of microcirculation of conjunctiva of eye, which gives new possibilities of diagnostics of various diseases which are accompanied violation of microcirculation.

Ключові слова: спектроскопічний метод, оптико-електронні технології, судинне русло, кон'юнктива ока.

ВСТУП

Одним з основних методів дослідження органу зору є офтальмоскопія. Дослідження очного дна, що дозволяють спостерігати кровотік у кровоносних судинах, а також периферичну частину зорового аналізатора, що має не тільки вузько спеціальне значення. Багато загальних захворювань організму приводять до характерних змін судин сітківки. Звичайна офтальмоскопія, офтальмохромоскопія, а також реєстрація картини очного дна за допомогою чорно-білої і кольорової фотографії не завжди дають повне представлення про патологічний процес, крім того ці дослідження тривалі, трудомісткі та дорогі.

У зв'язку з тим, що область застосування оптико-електронних приладів для дослідження мікроциркуляції очного дна, середовища розширюється завдяки використанню їх, крім офтальмології в терапії, нейрохірургії і т. ін., стає актуальним задача створення нових приладів з новими функціональними можливостями та застосуванням перспективних медичних методик [1,2].

Вдосконалюються й самі оптичні прилади, де використані нові схемні та конструктивні рішення, а саме лазерні джерела випромінювання, елементи волоконної оптики, високоінтенсивні джерела світла тощо. З появою цифрових фундус-камер, а також лазерних скануючих офтальмоскопів зображення очного дна, завдяки комп'ютеризованим методам оброблення результатів діагностики можна проаналізувати оперативно стан мікроциркуляції. Цифрове оброблення дозволяє також об'єктизувати дані за змінами кровотоку у судинах очного дна та кон'юнктиви [2]. Цифрові зображення можна прямо одержати за допомогою фундус-камери з вбудованими цифровими відео- чи фотокамерами, погоджені з комп'ютером за допомогою відповідних адаптерів, чи посередньо за допомогою сканера чи слайд-сканера (усі пристрої на базі сенсорної CCD-матриці). Такі цифрові фундус-камери вже серійно випускаються наприклад фірмою "Цейс" (FF 450 фундус-камера). Краще, звичайно, використовувати саме ці цифрові камери, оскільки цифрова обробка й аналіз звичайних фотографій і слайдів хоча і подає додаткову інформацію, але прості фотозображення, як буде сказано далі, піддаються значним спотворенням.

На відміну від ультразвукової діагностики, яка дозволяє з допомогою використання тривимірної

ехографії локалізувати множинні іншорідні тіла, визначати об'єми новоутворень, проводити діагностику відшарування сітківки [3,4], перевага оптико-електронних полягає в більш точній діагностиці стану судин (рівня мікроциркуляції, конфігурації, оцінки рівня патологій і т. ін.) при забезпеченні високої роздільної здатності [2].

Метою роботи є створення оптико-електронної системи та методики дослідження очного дна за допомогою комп'ютерного спектрозонального аналізу на базі програми для цифрової обробки зображень.

МЕТОДИКА ОЦІНЮВАННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КОН'ЮНКТИВИ ОКА

Загальний стан кон'юнктивальної мікрогемодинаміки оцінюють в балах. Серед всіх запропонованих бальних систем оцінки (Куликов В.В., Малая Л.Т., Гельжиніс Р., Волков В.С., Шульпіна Н.Б., Дорогой А.П., Царьова Н.Н., Moricke R.), найбільш популярною вважається система оцінки по Малой Л.Т.. В її основу покладена спроба кількісно охарактеризувати ступінь відхилення основних елементів 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 [4,5]. Для оцінювання кон'юнктивального індексу вибираються такі показники: співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул; нерівномірність калібру; меандрична звивистість; мікроаневризми; клубочки; сіткovidна 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.

Щоб мати об'єктивне уявлення про порушення в'язкості, а також диференціювати патологічні процеси по важкості, необхідно розглянути класифікації порушень місцевого кровотоку, що базуються на сладжі. Найбільш універсальною є класифікація змін кон'юнктивальної мікроциркуляції 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 30мкм;
- 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 100мкм в крупних артеріолах і венулах, зупинка кровообігу в деяких мікросудинах, розшарування кровотоку, поява псевдотромбів.

Зміни капілярів оцінюються по такій шкалі:

- K0 - безперервний кровотік;
- K1 - намистоподібний кровотік;
- K2 - перервний штрих-пунктирний кровотік, поява "гойдальних" змін кровотоку;
- K3 - запустіння, тромбування мікросудин.

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.

Але бальна оцінка змін мікроциркуляції бульбарної кон'юнктиви вельми умовна. Це пов'язано з тим, що в основі отримання бальних характеристик стану мікроциркуляції лежать в основному не дані вимірювань, а непрямі ознаки, що суб'єктивно оцінюються експертом. Для правильної оцінки цих показників необхідне нормування параметрів оцінки і ступенів їх змін, а також стандартизація оцінки цих показників на основі використання сучасних методів ідентифікації.

На відміну від вищеперерахованих методик, розроблений метод [6], що дозволяє проводити дослідження у пацієнтів з:

- запальними станами кон'юнктиви;
- тканинними пошкодженнями;
- порушеннями відтоку камерної вологи.

Даний метод також дозволяє:

- не враховувати даних, отриманих у хворих з захворюваннями рогики чи повік;
- абстрагувати дилатацію чи констрикцію судин досліджуваного від навколишньої температури;

➤ профілакувати нагрівання чи висихання кон'юнктиви протягом часу дослідження.

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

Пропонується використовувати десятибальну оцінку рівня порушення мікроциркуляції, як показник ступеня патологічних змін при різних захворюваннях.

Для спрощення такої оцінки пропонуються судинні, внутрішньосудинні та позасудинні критерії кількісної характеристики підводити до інтегрального показника співвідношення інтенсивності артеріального (світлочервоного) та венозного (темночервоного) світлового потоку [7].

Для такої оцінки мікроциркуляції потрібно проводити її спектральний аналіз. Сутність такого аналізу полягає в тому, що венозна кров, за рахунок вмісту відновленого гемоглобіну дає темно-червоний колір, а артеріальна - яскраво-червоний, що дозволяє визначити співвідношення цих кольорів в досліджуваній зоні, тобто співвідношення артеріального притоку та венозного відтоку в мікроциркуляторному руслі.

МЕТОД ОЦІНЮВАННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КОН'ЮНКТИВИ ОКА

Для вимірювання стану судинного русла склери було використано методику спектроскопії зворотного дифузного відображення світла у видимому діапазоні спектру.

На основі закону Ламберта - Бєру можна записати [5]:

$$V_{\lambda} = K_{\lambda} \cdot V_{0\lambda} \cdot \exp\left[-\left[A_{\lambda}^{HbO_2} \cdot C \cdot S \cdot d + A_{\lambda}^{Hb} \cdot C \cdot (1-S) \cdot d\right]\right] \quad (1)$$

де K_{λ} - коефіцієнт поглинання тканиною випромінювання з довжиною хвилі λ ; $V_{0\lambda}$ - напруга на виході перетворювача струм - напруга при відсутності тканини та крові на довжині хвилі λ ; $A_{\lambda}^{HbO_2}$ - коефіцієнт екстинкції оксигемоглобіну (HbO_2) на довжині хвилі λ ; A_{λ}^{Hb} - коефіцієнт екстинкції поновленого гемоглобіну (Hb) на довжині хвилі λ ; C - концентрація Hb в крові; S - відносна місткість HbO_2 в загальній його кількості ($S=0$ (весь поновлено), $S=1$ (весь Hb оксигеновано)); d - товщина шару крові.

Як відомо, різний колір артеріальної і венозної крові пов'язаний з тим, що основний пігмент крові, гемоглобін, відповідальний за транспорт кисню, має різні спектри поглинання в вільному і зв'язаному з киснем стані. Ця властивість і була використана для кількісного визначення ступеня оксигенації гемоглобіну і його відносної концентрації із спектрів зворотнього дифузного віддзеркалення. Для цього вимірювали логарифм зворотнього віддзеркалення [6]

$$A_{exp}(\lambda) = \ln\left(\frac{I_{ref} - I_{dark}}{I - I_{dark}}\right) \quad (2)$$

де I_{ref} - сигнал віддзеркалення від стандартного зразка, в якості якого використовується $BaSO_4$, який має коефіцієнт віддзеркалення близький до одиниці в досліджуваному спектральному діапазоні;

I_{dark} - сигнал у відсутності світла (темновий струм ПЗС);

I - сигнал дифузного відображення від тканини.

Рівняння (2) враховує спектральну неоднорідність джерела світла, пропускання волокон і чутливість детектора. Слідє відмітити, що $A_{exp}(\lambda)$ з рівняння (3) визначене лише з точністю до деякої константи. Проте значення цієї константи не важливо для нашого алгоритму обчислення ступеня оксигенації, важливо лише змінення величини $A_{exp}(\lambda)$ з довжиною хвилі.

Експериментальне значення величини A можна описати за допомогою такої модельної функції [6]:

$$A_{model}(\lambda) = c_0 + c_1 \cdot \lambda + \langle L \rangle \cdot \{c_{Hb} \cdot \epsilon_{Hb}(\lambda) + c_{HbO_2} \cdot \epsilon_{HbO_2}(\lambda)\} \cdot \ln(10) \quad (3)$$

де c_0 і c_1 - коефіцієнти, які враховують внесок розсіяння і поглинання тканини, не пов'язаного з гемоглобіном; ϵ і c - коефіцієнти екстинкції і концентрації оксигенованого і дезоксигенованого гемоглобіну; $\langle L \rangle$ - середня довжина шляху фотонів через тканину.

Коефіцієнт c_0 враховує також внесок невизначеної постійної складової. Значення цих коефіцієнтів, а також величин $\langle L \rangle_{c_{Hb}}$ і $\langle L \rangle_{c_{HbO_2}}$ отримуються шляхом мінімізації різниці між

експериментальними і модельними спектрами в діапазоні від 510 до 590 нм методом найменших квадратів. Даний спектральний діапазон був вибраний з міркувань того, що в цій області форми спектрів поглинання оксигенованного і дезоксигенованного гемоглобіну найсильніше відрізняються один від одного.

Ступінь оксигенації гемоглобіну (SO_2) і відносна концентрація загального (total) гемоглобіну НБТ визначали з обчислених коефіцієнтів таким чином:

$$SO_2 = \frac{\langle L \rangle c_{YbO_2}}{\langle L \rangle c_{HbO_2} + \langle L \rangle c_{Hb}} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \quad (4)$$

Відносна концентрація гемоглобіну залежить від геометрії волоконно-оптичної проби через величину $\langle L \rangle$, таким чином, мають сенс тільки динамічні зміни концентрації гемоглобіну, а не абсолютна величина. Слід також відзначити, що при безконтактних вимірюваннях *in vivo* мимовільні рухи приводять до невеликих змін відстані між торцями волокон і тканиною, що викликає випадкові коливання величини $\langle L \rangle$ і, таким чином, помилки в моніторингу відносної концентрації гемоглобіну. Значення ступені оксигенації гемоглобіну менш схилено до помилок, пов'язаних із зміною геометрії під час вимірювань, оскільки ця величина не залежить від середньої довжини шляху фотонів через тканину.

ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ОЦІНЮВАННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КОН'ЮНКТИВИ ОКА

Структурна схема оптико-електронної системи реалізована таким чином (рис.1): світло від галогенної лампи в спектральному діапазоні 400-700 нм фокусується на торець передаючого оптичного волокна. Далі світло проходить через кон'юнктиву, де розсіюється і поглинається, і поступає в приймальне волокно, розташоване на деякій відстані d від доставляючого волокна. Приймальне і передавальне волокно звичайно знаходяться в безпосередньому контакті з поверхнею кон'юнктиви або на невеликій відстані (до 1 мм) від неї з тим, щоб уникнути впливу натискання на її оптичні властивості. Оптичний сигнал перетворюється в електричний сигнал за допомогою ДСС-відеоматриці та передається на фреймгабер (пристрій захвату кадрів), який перетворює електричний сигнал в цифровий код, доступний для подальшої обробки ІВМ-сумісного комп'ютера.

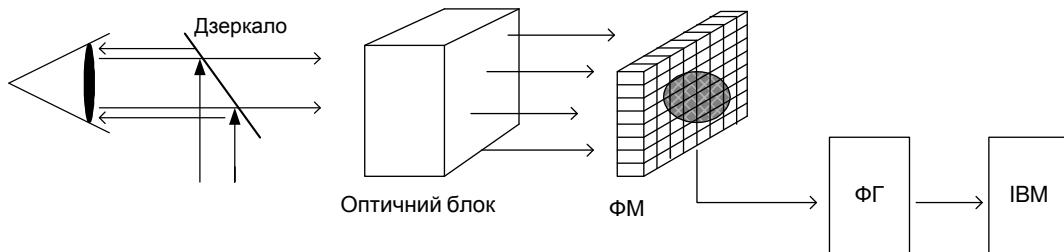


Рис.1 Структурна схема оптико-електронної системи. ФМ – фотоматриця; ФГ – фреймгабер

Основні функції оптико-електронної системи (рис. 2):

Отримання зображень. Цифрова система дозволяє миттєво отримувати зображення при проведенні дослідження мікроциркуляції очного дна, при цьому можливе динамічне спостереження реєструємих зображень на контрольному моніторі і дублювання невдалих кадрів, що підвищує якість дослідів і значно зменшує світлове навантаження на око пацієнта. По закінченню дослідів відібрані зображення зберігаються користувачем в пам'яті комп'ютера чи на зовнішніх накопичувачах інформації.

Оброблення зображень. В програмі (рис. 3) реалізований широкий набір методів цифрової обробки зображень чи його фрагментів, виходячи з широкої різноманітності попиту користувача. Зображення можуть піддаватися гама-корекції, нормалізації, яка дозволяє привести різні зображення до наперед визначеного стандарту розподілу оптичної щільності. Їх можна оброблювати підкреслюючими, згладжуючими, високо і низькочастотними, виділяючими фільтрами, переводити зображення в негатив і назад. Все це дає можливість усилити різкості, фільтрації, створення амплітудного рельєфу, профілограм, проведення контурної обробки, усунення шумів і артефактів зображень. При необхідності можлива відміна чи поновлення останньої обробки.



Рис.2. Оптико-електронна система оцінювання мікроциркуляції кон'юнктиви ока

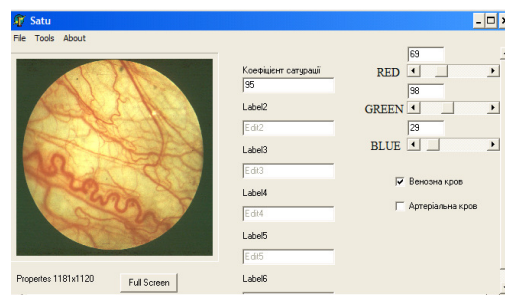


Рис.3. Інтерфейс оброблення біомедичних зображень

Введення архіву даних пацієнтів. Система забезпечує створення, миттєвий пошук комп'ютеризованої історії хвороби і реєстрування даних пацієнта.

Робота з документами. Користувач має можливість створення медичних документів із застосуванням отриманих зображень і наперед підготовлених шаблонів медичних записів, таких як довідка про консультацію, лікування і т.д. Складання документів може робитися як з допомогою вбудованого текстового редактора, так і з використанням оригінального текстового генератора, якій після відповіді користувача на питання комп'ютера про клінічні ознаки, діагноз, рекомендації автоматично генерує текст протоколу огляду пацієнта чи опису результатів.

З допомогою розробленого оптико-електронного пристрою забезпечується неінвазивна реєстрація оптичних сигналів, їх спектральне розділення і перетворення в цифрову форму. Перевагою даного підходу і розробленого пристрою являється досягнення високої точності обчислення оціночного і інтегрального критерію, оскільки інтенсивності світлових потоків перетворюються в цифрову форму і проводиться нормування результатів, що підвищує інформативність інтегрального критерію оцінки бульбарної мікроциркуляції.

ВИСНОВКИ

Комп'ютерний спектрально-аналіз є продовженням і удосконаленням методу офтальмохромоскопії, значно поліпшує і полегшує сприйняття інформації дослідником, підвищує якість і можливості вивчення дна ока, знижує вартість і скорочує час дослідження. Крім того методика дозволяє вірогідно стежити за динамікою патологічного процесу, ефективністю медикаментозної і лазерної терапії. Особливо цінним в запропонованій методиці є те, що можна проводити динамічне спостереження за станом мікроциркуляції в процесі діагностики і лікування патологічних змін, проводити підбір дози медикаментозних засобів і оптимальних їх поєднань, визначати ступінь насичення крові киснем.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: [Монографія] / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф. Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця.- 2007. – 254 с.
2. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень: (Монографія) / В.П.Кожем'яко, С.В.Павлов, К.І.Станчук – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. – 203 с.

3. Малая Л.Т. Микроциркуляция в кардиологии / Л.Т. Малая, И.Ю. Микляев, П.Г. Кравчук. - Харьков, Вища школа.- 1977. – 240 с.
4. Бунин А.Я. Микроциркуляция глаза / А.Я. Бунин, Л.А. Кацнельсон, А.А. Яковлев. - М.: Медицина.- 1984. - 270 с.
5. Метод оценки оксигинации субконъюнктивального сосудистого русла с помощью спектроскопии отраженного света / [В.Ф. Шмырева, С.Ю. Петров, А.А. Антонов, В.И. Сипливый, А.А. Стратонников, Т.А. Савельева, С.А. Шевчик, А.В. Рябова] // Глаукома. – 2008. - № 2. – С. 9-14.
6. Застосування оптико-електронних інформаційних систем для аналізу мікроциркуляції кон'юнктиви ока / [Й.Р. Салдан, С.В. Павлов, П.Ф. Колісник, К.І. Станчук, О.М. Семенець, Дауд Аммар Алі] // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2001. – № 2. – С. 124 – 128.
7. Кожем'яко В.П. Оптико-електронні засоби “око-процесорного типу” реєстрації та обробки біомедичної інформації / В.П. Кожем'яко, Й.Р. Салдан, С.В. Павлов, Ю.П. Довгалюк, Хані Аль-Зубі // Фундаментальні і прикладні проблеми сучасної фізики: Матеріали II Міжнародного Смакулового симпозіуму. – Тернопіль.- 2000. – С. 246 – 247.
8. Пат. 52616 Україна, МКВ G 06 G 7/14, G 06 G 9/00. Спосіб розпізнавання зображень з око-процесорним виділенням визначників та пристрій для його здійснення / Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Понура О.І., Хамді Р. Рамі, Кожем'яко А.В., Кожем'яко О.В. – № 98031282; Заявл. 12.03.1998; Опубл. 15.01.2003, Бюл. № 1. – 6 с.
9. Пат. 2178915 РФ, МКИ G 06 G 7/14, G 06 G 9/00. Способ глаз-процессорной обработки изображений и оптико-электрическое устройство для его реализации / Кожемяко В.П., Павлов С.В., Понура Е.И., Хамди Рейхи Рами, Кожемяко А.В., Кожемяко О.В. – № 98113270; Заявл. 03.07.1998; Опубл. 27.01.2002, Бюл. №1. – 14 с.
10. Пат. 6871 Україна. Спосіб неінвазивного визначення ступіню насичення крові киснем / Кожемяко В.П., Павлов С.В., Коротко О.Ш., Чепорнюк С.В. // Б.В. Промислова власність № 1, - 1995.

Надійшла до редакції 06.01.2009р.

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

КОЛІСНИК ПЕТРО ФЕДОРОВИЧ – д.м.н., професор кафедри госпітальної терапії Вінницького національного медичного університету ім. М.Пирогова, Вінниця, Україна.

РОЖМАН АННА ОЛЕКСАНДРІВНА – пошукач кафедри загальної фізики та фотоніки ВНТУ, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

МАРТИНЮК ВАСИЛЬ ДМИТРОВИЧ – старший викладач кафедри загальної фізики та фотоніки ВНТУ, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.