

УДК 681.5:61

¹Павлов С.В., д-р техн. наук¹Азаров О.Д., д-р техн. наук²Коробов А.М., канд. фіз.-мат. наук¹Поплавський О.А.³Бурденюк І.І.

ІНФОРМАЦІЙНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ ТЕХНОЛОГІЇ АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

¹Вінницький національний технічний університет²Корпорація „Лазер та здоров'я”, м. Харків³Вінницький національний аграрний університет

Отримано математичні моделі для оцінювання біомедичних зображень з використанням методів нечітких множин на основі експертних баз знань. Це дозволило проводити комплексне якісне діагностування та підвищити достовірність і оперативність діагностування. Розроблено методику аналізу біомедичних зображень на основі апарату нечітких множин, що дозволило повніше оцінювати реологічні властивості крові. Розроблено архітектуру інформаційної технології для підтримки прийняття рішень при аналізі біомедичної інформації, що дозволило підвищити достовірність оброблення біомедичних зображень шляхом врахування структурних особливостей біооб'єктів

Вступ

Багато галузей медицини і техніки, що мають відношення до отримання, оброблення, зберігання і передачі інформації, в значній мірі орієнтуються в даний час на розвиток систем, в яких інформація має характер зображень і відеоданих. Зображення, яке можна розглядати як двовимірний сигнал, є значно більш ємким носієм інформації, ніж звичайний одновимірний сигнал. Разом з тим, рішення наукових і інженерних задач при роботі з візуальними даними вимагає особливих зусиль, що спираються на знання специфічних методів, оскільки традиційна ідеологія одновимірних сигналів і систем мало придатна в цих випадках. В особливій мірі це виявляється при створенні нових типів інформаційних систем, вирішальних такі проблеми, які дотепер в науці і техніці не розв'язувалися, і які розв'язуються зараз завдяки використуванню інформації візуального характеру [1, 2, 4, 7].

На сьогоднішній день окрім покадрового оброблення інформації, актуальним є створення систем з можливістю оброблення інформації за

зрізами [1, 2]. Крім того, спостерігається стійка тенденція до невідповідності, яка проявляється в тому, що системи, які є досить інформативними та точними, є надзвичайно дорогими, а застосування дешевих не дає достатнього рівня діагностики, що необхідна на сьогоднішній день. Рівень вимог до експертних медичних систем, які використовуються в даній області, незмінно підвищується, що вимагає застосування нових інформаційних методів та підходів до його реалізації [2 - 4].

Над даною проблемою працюють такі організації (фірми) як *Shin-Nippon* (Японія), *Radiometer*, *Cas Medical System*, *Micromed* і т.д. Основні наукові розробки та дослідження у цьому напрямку проводять наукові школи Стенфордського дослідного інституту (США), Вашингтонського державного університету (США), Оксфордського університету (Великобританія), Римського університету (Італія), науково-дослідного інституту оптичних систем (Новосибірськ, Росія), Інституту кібернетики Латвії (Латвія), Інституту кібернетики ім. Глушкова (Україна), Вінницького

національного технічного університету (Україна) та інші [1, 2, 9, 16].

Тому актуальною є задача розроблення інформаційної технології для підтримки прийняття рішень при аналізі біомедичних зображень, яка дає можливість застосовувати нові принципи та методи, зокрема, для оцінювання реологічних властивостей крові. За допомогою таких оптико-електронних експертних систем можливо визначення патологічних процесів, що має суттєве значення при аналізі патогенезу багатьох захворювань та їх ускладнень.

Мета дослідження

Підвищення достовірності аналізу біомедичних даних шляхом застосування сучасних методів оброблення біомедичних зображень та реалізації інформаційної технології для підтримки прийняття рішень.

Постановка задачі дослідження

Для розв'язання задачі попереднього оброблення біомедичних зображень запропоновано оптико-електронну систему для перетворення і збереження зображень з автоматичним їх обробленням, що є одним з перспективних областей застосування оптоелектронних логіко-часових середовищ в контексті створенні медико – технічних систем „око – процесорного” типу, що автоматизують процес оброблення зображень, особливо в реальному часі в динамічних системах.

Критерії оцінювання якості біомедичних зображень

Задачу аналізу біомедичних зображень можна представити як сукупність ряду підзадач.

Основні проблеми, що виникають при аналізі вказаного класу зображень, – це підвищення якості введеного зображення, відділення фрагментів заданого класу від всієї сукупності зображення, визначення їх геометричних характеристик.

Оброблення зображення гістологічних зрізів, що містять клітинні структури, є сукупністю розв'язання таких задач, як: оцінювання візуальної якості цифрових зображень; лінійна фільтрація зображень; порогове оброблення; медіанна фільтрація.

Попередній аналіз зображень клітинних структур при гістологічних дослідженнях дозволяє зробити висновки про те, що більшість зображень, в процесі їх формування (фотографування, сканування і т.д.), підпадає під вплив ряду негативних чинників, що приводять до появи малоконтрастних і зашумлених ділянок.

Перш ніж піддатися аналізу, зображення клітин повинне пройти етап підготовки, який полягає у виконанні операцій поліпшення візуальної якості (підвищення контрасту, усунення розмитості, підкреслення меж, фільтрація) і операцій формування графічного препарату (сегментація, виділення контурів) зображення.

Розглянемо найпоширеніші методи оцінювання якості зображень.

Якість зображення визначається великою кількістю технічних характеристик системи: співвідношенням сигнал/шум і статистичними характеристиками шуму, градаційними характеристиками, спектральними (колірними) характеристиками, інтервалами дискретизації і т.д.

Одним з параметрів, які визначають якість зображень, є контрастність. Оскільки зображення має складний характер, то це породжує необхідність при визначенні його контрастності виходити з контрасту окремих комбінацій елементів зображення. При цьому всі елементи вважаються рівнозначними, і контраст кожної їх пари обчислюється за формулою [3]

$$C_{ij} = \frac{L_i - L_j}{L_i + L_j},$$

де L_i , L_j – яскравості елементів зображення.

Розглянемо відомий емпіричний підхід до оцінювання візуальної якості зображення [5]. Для формування цієї оцінки розглядаються такі параметри зображення як середньоарифметичне значення \bar{L} яскравостей, повнота використання градацій яскравостей, різкість зображення і його узагальнений контраст.

Величина \bar{L} відображає рівень адаптації по яскравості зорової системи людини, оптимальним значенням якої є половина максимально можливого діапазону яскравостей $LMAX/2$. Тому величину відхилення \bar{L} від $LMAX/2$ можна використовувати як оцінку рівня адаптації зорової системи [3]

$$LQ = 1 - \frac{\bar{L} - LMAX/2}{LMAX/2}$$

Другим важливим параметром оцінки візуальної якості зображення є повнота використання його елементами градацій яскравостей. Аналітичний вираз цього параметра такий

$$KQ = \frac{S}{LMAX}$$

де S – кількість рівнів яскравостей, для кожного з яких на даному зображенні присутні більше ніж $b \times N \times M$ кількість елементів з даною яскравістю ($N \times M$ – розміри зображення, b – константа).

Третім параметром оцінювання візуальної якості зображення в даному методі є його різкість, яка вимірюється швидкістю наростання яскравості, розділеної на загальну величину перепаду [3]

$$RO = \frac{\int_a^b \left(\frac{df}{dx}\right)^2 dx}{f(a) - f(b)}$$

де $f(x)$ – це відеосигнал; a і b – крапки, які розташовані на протилежних краях перепаду. Тому оцінку різкості знаходять таким чином

$$RQ = \frac{RO}{LMAX}$$

В цілому вираз для кількісної оцінки візуальної якості півтонових монохромних зображень записують так [16]

$$Q = k \cdot KC \cdot LQ \cdot KQ \cdot RQ,$$

де LQ – нормуючий коефіцієнт.

Існують також інші комплексні критерії якості зображень. Їх суть полягає в наступному. Мається на увазі, що людина-оператор може сам оцінити важливість окремих параметрів якості зображення Q_1, \dots, Q_k для різних класів спотворень. Після цього будується деяка комплексна оцінка Q . Прикладом можуть бути комплексні оцінки вигляду [14]:

$$Q = \alpha_1 Q_1 + \dots + \alpha_k Q_k,$$

$$Q = Q_1^{p_1} \times \dots \times Q_k^{p_k}$$

Вагові коефіцієнти a_1, \dots, a_k або p_1, \dots, p_k враховують відносну важливість часткових оцінок в комплексному оцінюванні якості.

Одне і те ж зображення обробляємо методом посилення локальних контрастів і методом низькочастотної фільтрації. Одержана серія зображень – погіршене, вхідне і поліпшене (рис. 1).

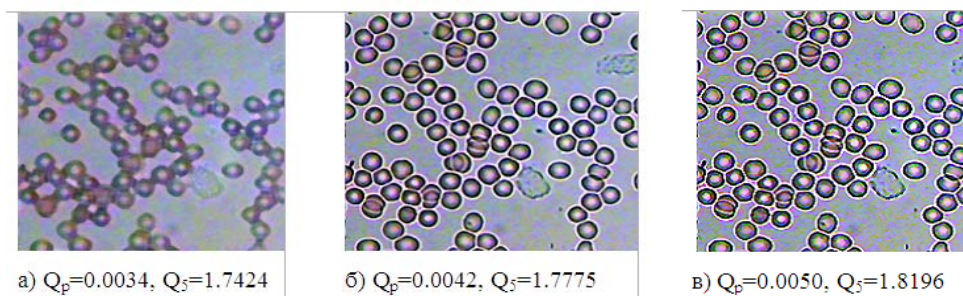


Рис. 1. Застосування критерій кількісного оцінювання якості біозображень

З рис. 1 видно, що для серій зображень мінімальну оцінку якості мають зображення, які були розмиті (рис. 1 а), а максимальну – оброблені методом поліпшення (рис. 1 в). Отримана кількісна оцінка добре корелює з візуальним сприйняттям. Проведені дослідження відомих методів оцінки якості зображень показали, що вони є менш ефективні порівняно із запропонованим методом.

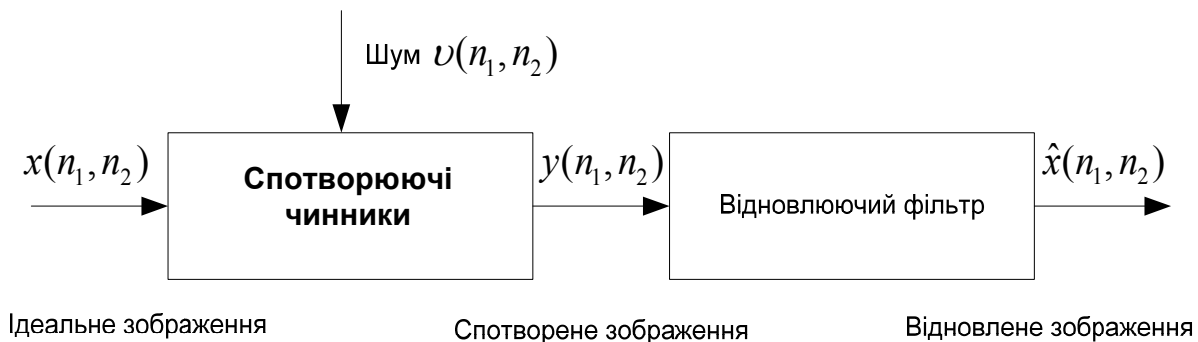


Рис. 2. Модель спотворення і відновлення біозображень

Зображення, що отримується в результаті оброблення $\mathfrak{X}(n, m)$ вважається оцінкою початкового (ідеального) зображення $x(n_1, n_2)$. Помилка оцінювання в кожній крапці зображення визначається

$$\varepsilon^{-2} = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{n_1=0}^{M_1-1} \sum_{n_2=0}^{M_2-1} (\mathfrak{X}(n_1, n_2) - x(n_1, n_2))^2.$$

У більшості випадків будь-який фільтр з ненегативними коефіцієнтами має згладжуючі властивості. Можна запропонувати такі згладжуючі маски:

$$A_1 = \frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_2 = \frac{1}{10} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix},$$

$$A_3 = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}.$$

Коефіцієнти масок нормовані

$$\sum_{(k_1, k_2) \in \text{області вікна } W} a(k_1, k_2) = 1,$$

Алгоритми попереднього оброблення біомедичних зображень

Схему спотворення і фільтрації (відновлення) зображень представлено на рис. 2.

Метою відновлення спотвореного зображення $y(n_1, n_2)$ є отримання зображення $x(n, m)$, яке близьке до ідеального зображення $x(n_1, n_2)$ за заданим критерієм.

$$\varepsilon(n_1, n_2) = \mathfrak{X}(n_1, n_2) - x(n_1, n_2),$$

$$n_1 = 0, 1, \dots, M_1 - 1, \quad n_2 = 0, 1, \dots, M_2 - 1,$$

а також середню квадратичну помилку через її квадрат, тобто дисперсію помилки

Маски відрізняються ступенем згладжування шумів (у маски A_1 вона максимальна, у A_3 – мінімальна). Вибір коефіцієнтів маски повинен проводитися експериментально. При збільшенні ступеня згладжування шумів відбувається також придушення високочастотної складової корисного зображення, що викликає зникнення дрібних деталей і розмазання контурів. Якщо необхідний ступінь згладжування із застосуванням маски розміру 3×3 не досягається, то слід використовувати згладжуючі маски великих розмірів [3].

Зображення, що вводяться в комп'ютер, часто є малокоонтрастними, тобто у них варіації функції яскравості

мали в порівнянні з її середнім значенням. Реальний динамічний діапазон яскравостей $[f_{\min}, f_{\max}]$ для таких зображень виявляється набагато менше допустимого діапазону (шкали яскравості). Задача контрастування полягає в "розтяганні" реального динамічного діапазону на всю шкалу. Контрастування можна здійснити за допомогою лінійного поелементного перетворення [2, 3]

$$g = af + b$$

Параметри цього перетворення a, b неважко визначити, виходячи з необхідної зміни динамічного діапазону. Якщо в результаті оброблення потрібно одержати шкалу $[g_{\min}, g_{\max}]$, то:

$$g_{\min} = af_{\min} + b$$

$$g_{\max} = af_{\max} + b$$

Звідси:

$$a = \frac{g_{\max} - g_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}}, \quad b = \frac{g_{\min}f_{\max} - g_{\max}f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}}$$

До даної задачі оброблення біозображення може бути застосовано перетворення зображення (яке має багато градацій яскравості) в бінарне (двохградаційне). Таке перетворення здійснюється в першу чергу для того, щоб скоротити інформаційну надмірність зображення, залишити в ньому тільки ту інформацію, яка потрібна для вирішення конкретної задачі. В бінарному зображенні повинні бути збережені деталі (наприклад, контури зображених об'єктів), що цікавлять нас, і виключені неістотні особливості (фон). Порогове оброблення півтонового зображення полягає в розділенні всіх елементів зображення на два класи по ознаці яскравості, тобто у виконанні поелементного перетворення вигляду [2, 3]:

$$g = \begin{cases} g_{\max}, & f \geq f_0 \\ g_{\min}, & f < f_0 \end{cases}$$

де f_0 – деяке "порогове" значення яскравості.

Досить часто при формуванні візуальних даних результуючі зображення виходять зашумленими. Це пояснюється недосконалістю апаратури, впливом зовнішніх чинників і т.п. В кінцевому результаті це приводить до погіршення якості візуального сприйняття і зниження достовірності рішень, які прийматимуться на основі аналізу таких зображень. Тому актуальною є задача усунення або зниження рівня шумів на зображеннях. Рішенню задачі фільтрації шумів присвячено дуже багато робіт, існують різні методи і алгоритми. В цій роботі розглянемо тільки деякі підходи і можливості їх реалізації в системі *Matlab*.

Розглянемо приклади низько-частотної фільтрації з використанням інших шумоподавляючих масок. Вибираються такі маски:

$$F = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Маска 1:

$$F = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Маска 2:

$$F = \frac{1}{10} \cdot [111, 121, 111],$$

$$F = \frac{1}{16} \cdot [121, 242, 121];$$

Маски для придушення шуму представлені у вигляді нормованого масиву для отримання одиничного коефіцієнта передачі, щоб при придушенні шуму не було спотворень середньої яскравості. На рисунках представлено результат оброблення зашумленого зображення маскою 1 (рис. 3 а) і маскою 2 (рис 3 б).

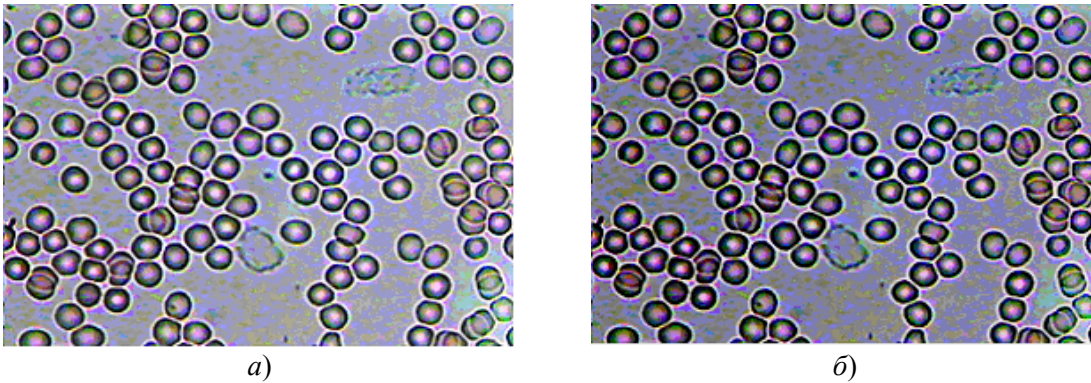


Рис. 3. Результат відновлення зашумленого імпульсним шумом біозображення із застосуванням маски 1 та 2

Відзначимо, що універсальних методів немає і до оброблення кожного зображення слід підходити індивідуально. Якщо йдеться про медіанну і низькочастотну фільтрацію, то якість оброблення багато в чому залежить від вдалого вибору розмірів локальної апертури [2, 3, 4].

Метод оброблення біомедичної інформації

Враховуючи той факт, що під час проведення клінічних досліджень доволі часто потрібно використовувати не тільки чіткі цифрові критерії, але й певні лінгвістичні характеристики змін показників (термів), нами проводився аналіз частини з них за допомогою математичного апарату нечіткої логіки. Такий підхід дозволяє одержати однозначний цифровий вираз для тих критеріїв, які мають описові характеристики і, відповідно, якісний зміст, наприклад такі ознаки, як: Н – низький, НС – нижче середнього, С – середній, ВС – вище середнього, В – високий [7, 8, 13, 14].

Кожний з вказаних термів являє собою нечітку множину, яка задана за допомогою спеціальних функцій належності і може бути представлена певним інтервалом, що має свої цифрові ступені від 0

до 1. Про абсолютну неналежність до множини свідчить 0, а про абсолютну належність – 1.

Нечіткі множини можуть доповнюватись, об'єднуватись, перетинатись, що спрощує формалізацію процесу до цифрового (чіткого) виразу.

Застосування математичного апарату нечіткої логіки є доцільним у випадках необхідності визначення реологічних властивостей крові. Слід відзначити, що між кров'ю та тканиною рідиною відбувається постійний обмін речовин та транспортування води, яка несе розчинені в неї продукти обміну, гормони, гази, біологічно активні речовини. Таким чином, внутрішнє середовище є єдиною системою гомеостатичного транспортування.

Для оцінювання реологічного стану беремо до уваги значення коефіцієнту заповнення (щільність клітин-еритроцитів на певній площині) та кількість патологічних клітин. Слід звернути увагу, що перелік факторів, які аналізуються, можуть доповнюватись. Необхідно зазначити, що величини коефіцієнта заповнення 0,4 – 0,6 відповідають нормальній щільності, а коефіцієнт 0,6 – 1 вказує на патологічні зміни (рис. 4).

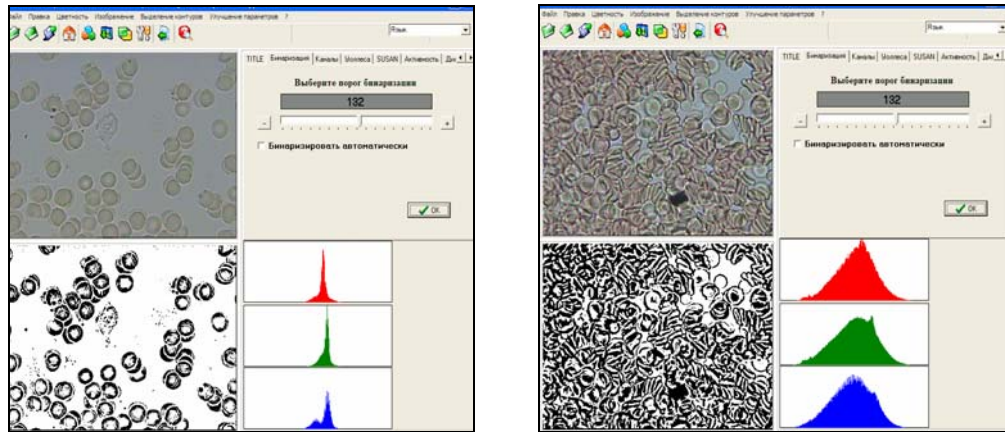


Рис. 4. Результат оброблення біомедичних зображень

Для кожної з баз даних з метою формалізації показників визначаються відповідні функції належності. Тому

логічні рівняння для оцінювання реологічного стану будуть мати такий вигляд:

$$\begin{aligned} \mu^{d1}(X_1, X_2) &= \mu^H(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2); \\ \mu^{d2}(X_1, X_2) &= \mu^{HC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \vee \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2); \\ \mu^{d3}(X_1, X_2) &= \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \vee \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^C(X_2); \\ \mu^{d4}(X_1, X_2) &= \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \vee \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \vee \mu^B(X_1) \cdot \mu^B(X_2). \end{aligned}$$

У ході біомедичних досліджень виникає задача настроювання. Для настроювання параметрів цієї мережі використовуються рекурентні співвідношення, запропоновані проф. Ротштейном О. П. Сутність настроювання моделі полягає у підборі таких параметрів функцій належності ($b_i^{jp}(t)$, $c_i^{jp}(t)$) та ваг нечітких правил ($w_{jp}(t)$), які забезпечують мінімум розходження між моделями та діагностичними результатами

Оскільки 93% формених елементів складають еритроцити, то при спрощеному модельному розгляді кров - це суспензія еритроцитів у фізіологічному розчині. Характерною властивістю еритроцитів є тенденція до утворення агрегатів, які отримали назву монетних стовпчиків (рис. 5, 6).

$$\sum_{i=1}^M (F_y(\hat{x}_1^l, \hat{x}_2^l, \dots, \hat{x}_{12}^l, W_i) - \hat{y}_l)^2 = \min_{W_i}$$

де $\langle \hat{X}_l, \hat{y}_l \rangle, l = \overline{1, M}$ – дані експериментальних досліджень; b – координата максимуму; c – параметр ущільнення та розтягування.

У нашому випадку $\hat{X}_l = (\hat{x}_1^l, \hat{x}_2^l, \dots, \hat{x}_{12}^l)$ – результати попередніх біомедичних досліджень, \hat{y}_l – результат в l -му дослідженні.

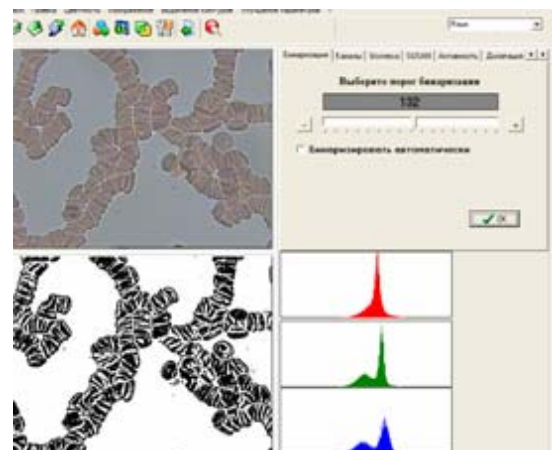


Рис. 5. Агрегати еритроцитів («Монетні стовпчики»)

Це пов'язано в першу чергу зі співвідношенням розмірів судини,

агрегату й еритроцита (характерні розміри $d_{ep} \approx 8 \mu\text{км}$, $d_{azp} \approx 10 d_{ep}$).

Внутрішня структура крові, а отже і її в'язкість, виявляється не однаковою уздовж кровоносного русла в залежності від умов течії.

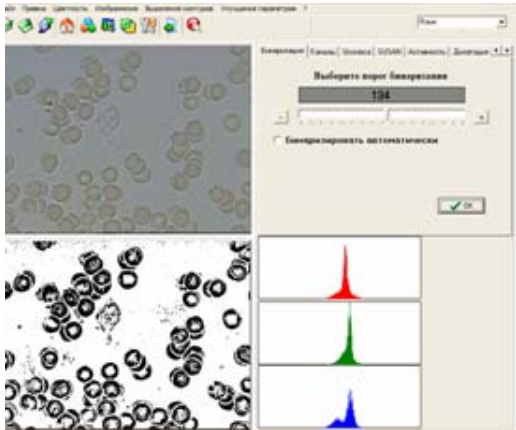


Рис. 6. Окремі еритроцити в дрібних артеріях у великих судинах

Реологічні властивості крові (в'язкість) у великих судинах оцінюються (за Антоновим В.Ф.) (в Пуаз):

- в нормі $\eta_{\text{нор.}} = 0,042 \div 0,06$
- при анемії $\eta_{\text{ан.}} = 0,02 \div 0,03$
- при поліцитемії $\eta_{\text{пол.}} = 0,15 \div 0,2$
- в'язкість плазми $\eta_{\text{пл.}} = 0,012$.

Архітектура інформаційної оптико-електронної системи

Запропоновано архітектуру інформаційної оптико-електронної системи (ОЕЕС) за допомогою якої забезпечуються введення вхідних змінних, перетворення кількісних змінних в якісні. Дана експертна система на базі нечіткого логічного введення реалізує також функції збору, збереження, кореляційного аналізу та використання знань, які отримані експертами.

Структурна схема ОЕЕС складається з таких блоків: фоточувлива матриця (ФЧМ); оптичний блок (ОБ); об'єкт дослідження (ОД); блок перетворення інформації (БП); блок введення інформації та попереднього оброблення (БВПО); блок формування баз знань (БФБЗ); блок поповнення баз

знань (БПБЗ); блок зберігання функцій належності (БЗФН); блок нечіткого оброблення та виведення (БНОВ); блок перетворення знань та виведення результатів (БПЗВР); блок налаштування функцій належності (БНФН).

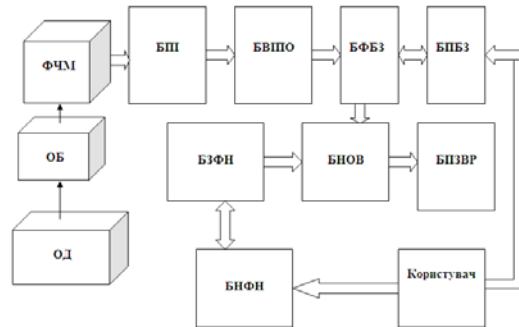


Рис. 7. Структурна схема інформаційної оптико-електронної системи аналізу біомедичних зображень

Для збільшення швидкості збіжності і підвищення надійності запропоновано декілька модифікацій алгоритму послідовних випробувань.

Концепція запропонованої інформаційної експертної оптико-електронної системи передбачає створення принципово нової структурної організації як каналів збору первинної інформації, так і засобів, що її обробляють, виходячи з того, що вони повинні моделювати біомедичні процеси. А це означає, що, наприклад, паралельні оптичні канали вводу повинні взаємодіяти з нейроподібними мережами.

Така система як базисна модель комплексного неінвазивного діагностування передбачає, що це технічна система, яка сприймає інформацію, що подається у вигляді зорового середовища довільної форми, виділяє визначені ознаки біооб'єкту, обробляє їх і приймає рішення автоматично або за участю оператора.

Особливістю експертної оптико-електронної системи (рис. 9) є можливість прийняття рішень на основі інформації з блока сенсорів. До око-процесора входять модулі попереднього оброблення, модулі – ореджатори, модулі еталонів-фрагментів, модулі прийняття рішень і узагальнений модуль адаптивного прийняття рішень.

Висновки

1. В результаті проведених досліджень були отримані математичні моделі для оцінювання біомедичних зображень з використанням методів нечітких множин на основі експертних баз знань, що дозволило проводити комплексне якісне діагностування, підвищити достовірність, оперативність діагностування, а також сформувати методіку аналізу біомедичних зображень на основі апарату нечітких множин, що дозволило більш ретельніше оцінювати реологічні показники властивості крові.

2. Розроблено архітектуру інформаційної технології для підтримки прийняття рішень при аналізі біомедичної інформації, що дозволило підвищити достовірність оброблення біомедичних зображень шляхом врахування структурних особливостей біооб'єктів.

Список літератури

1. *Свечников С.В.* Квазиимпульсные оптоэлектронные элементы и устройства логико-временного типа / Свечников С.В., Кожемяко В.П., Тимченко Л.И. – К.: Наукова думка, 1987. – 253 с.
2. *Кожем'яко В.П.* Оптико-електронні методи і засоби для оброблення та аналізу біомедичних зображень / Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Станчук К.І. // Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця. – 2006. – 203 с.
3. *Прэтт У.* Цифровая обработка изображений / Прэтт У. – М.: Мир, т. 1, 2. – 1982.
4. Искусственный интеллект. Системы общения и экспертные системы : Справочник : в 3 кн. /под ред. Э.В. Попов и др. – М.: Радио и связь, Кн. 1. – 1990. – 464 с.
5. *Продеус А.Н.* Экспертные системы в медицине / Продеус А.Н., Захрабова Е.Н. – К.: ВЕК, 1998. – 320 с.
6. *Азаров О.Д.* Високолінійні порозрядні АЦП з ваговою надлишковістю для систем реєстрації та оброблення сигналів. Монографія / Азаров О.Д., Архипчук О.А., Захарченко С.М. – Вінниця: Універс. – Вінниця, 2005. – 125 с.
7. *Rotshtein A.* Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuly for Medical Didicol Diagnosis. In Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodovescu, A. Kandel, I. Lain.). – USA. CRC-Press, 1998, P. 235–295.
8. *Русин Б.П.* Системи синтезу, обробки та розпізнавання складноструктурованих зображень / Русин Б.П. – Львів: Вертикаль, 1997. – 264 с.
9. *Ротштейн А.П.* Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети / Ротштейн А.П. – Винница.: Универсум – Винница, 1999. – 320 с.
10. *Мельников В.Г.* Медицинская кибернетика / В.Г. Мельников. – К.: Вища школа, 1978. – 240 с.
11. *Шлезингер М.* Десять лекций по статистическому и структурному распознаванию / М. Шлезингер, В. Главач. – К.: НАУКОВА ДУМКА, 2004. – 548 с.
12. *Антонов В.Ф.* Физика и биофизика / В.Ф. Антонов, А.М. Черныш, Е.К. КозловаЮ А.В. Коржуев. – М.: ГЕОТАР-Медиа, 2008. – 480 с.
13. *Павлов С.В.* Реалізація експертної нейронечіткої оптико-електронної системи аналізу біомедичних зображень / Павлов С.В., Коробов В.А., Васюра А.С., Бурденюк І.І., Поплавский О.А. // Применение лазеров в медицине и биологии (IV Шахбазовские чтения): XXXII международная научно-практическая конф., 7-10 октября 2009 г.: материалы. – Гурзуф, 2009. – С. 196–198.
14. *Кожем'яко В.П.* Експертна оптико-електронна нейронечітка системи аналізу біомедичних зображень / Кожем'яко В.П., Бурденюк І.І., Коробов В.А., Ганиш Н.В. // Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування (СПРТГП-2009): Матеріали IV міжнародної науково-технічної конференції, 8-10 жовтня 2009 р. Частина 2. : матеріали. – Вінниця, 2009. – С. 45.

Подано до редакції 26.02.10