

11. Spektrokolorimetr "TKA-VD" Rukovodstvo po ekspluatatsii. – Spb.: NAUCHNO-TEHNICHESKOE PREDPRIYATIE «TKA».– 2010. – 26 p.
12. VITA Easyshade. Operating Instructions. – Vident. – 2010. – 36 p.
13. Pribor dlya opredeleniya i indikatsii stepeni vyirazhennosti eritemy i melaninovoy pigmenta-tsii kozhi cheloveka eritema-melaninometr «EMM» // Tretiy Saratovskiy salon izobreteniy, innovatsiy i investitsiy. – Saratov: Uzdatelstvo Sarat. universiteta, 2007. – Part.1. – P.36-37.
14. SHADEPILOT. Operating Instructions. – DeguDent. – 2012. – 56 p.

Рецензія/Peer review : 14.1.2015 р.

Надрукована/Printed :24.1.2015 р.

Стаття рецензована редакційною колегією

**УДК 681.518.3: 535.243.2****В.Г. ПЕТРУК, С.М. КВАТЕРНЮК, О.Є. КВАТЕРНЮК, В.В. ГОНЧАРУК**

Вінницький національний технічний університет

**О.І. МОКАНЮК**

Вінницький національний медичний університет ім. М.І.Пирогова

## **МЕТОД ТА ЗАСІБ ЦИФРОВОЇ КОЛОРИМЕТРІЇ ПОВЕРХНЕВИХ ПОШКОДЖЕНЬ БІОТКАНИН ДЛЯ ПРИКЛАДНИХ ЗАДАЧ СУДОВО-МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ**

*У роботі вдосконалено метод та розроблено засіб цифрової колориметрії поверхневих пошкоджень біотканин шкіри людини. Метод полягає у вимірюванні координат кольору uszkodженої ділянки біотканини шкіри у системі координат кольору XYZ, за умов дифузного освітлення стандартним джерелом освітлення. Засіб дозволяє визначити час uszkodження, а також виміряти розміри uszkodженої ділянки для прикладних задач судово-медичної діагностики.*

*Ключові слова: цифрова колориметрія, біотканини, судово-медична експертиза*

V.G. PETRUK, S.M. KVATERNIUK, O.E. KVATERNIUK, V.V. GONCHARUK

Vinnytsia National Technical University

O.I. MOKANYUK

National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya

### **METHOD AND MEANS OF DIGITAL COLORIMETRY OF SURFACE DAMAGE BIOLOGICAL TISSUES FOR APPLIED PROBLEMS OF FORENSIC DIAGNOSTICS**

*Abstract. The paper improved method of digital colorimetry and developed a means of diagnosing superficial damage biological tissues of human skin. The method is to measure the color coordinates of the damaged part of biological tissue in skin color coordinate system XYZ in diffuse light standard light source. Means allows to define the time after injuries and measure the size of the damaged area to applied problems of forensic diagnostics.*

*Key words: digital colorimetry, biological tissue, forensic examination*

#### **Вступ**

Аналіз зміни координат кольору біотканин шкіри у системі координат кольору XYZ дозволяють отримати більше діагностичної інформації про стан приповерхневої структури біотканини шкіри у порівнянні з традиційними методами. Порівняння розподілу координат кольору в межах uszkodженої ділянки біотканини шкіри з урахуванням параметрів кольору неушкодженої (інтактної) довкола дозволяє більш точно діагностувати її біофізичні параметри відповідно прикладних задач судово-медичної експертизи.

Метою дослідження є підвищення швидкодії та точності діагностики параметрів поверхневих пошкоджень біотканин шкіри людини на основі вдосконалення методу колориметрії і вимірювання координат кольору та розроблення автоматизованого засобу діагностики.

Для досягнення вказаної мети необхідно вдосконалити метод колориметрії і вимірювання координат кольору нормальних і uszkodжених ділянок біотканин шкіри людини; розробити автоматизований засіб діагностики біотканин шкіри людини для задач судової медицини на основі методу колориметрії і вимірювання координат кольору, а також дослідити його метрологічні характеристики.

#### **Метод цифрової колориметрії поверхневих пошкоджень біотканин**

Для підвищення точності діагностики пропонується вдосконалити метод цифрової колориметрії поверхневих пошкоджень біотканин для прикладних задач судово-медичної діагностики. Суть методу полягає у наступному. Здійснюється вимірювання просторового розподілу координат кольору uszkodженої ділянки біотканини шкіри у системі координат кольору XYZ та LAB, за умов дифузного освітлення стандартним джерелом освітлення ( $D_{65}$ ,  $A$  чи  $F_{11}$ ), використанні однопітної CCD-камери, незмінної геометрії вимірювання, фіксованої відстані до об'єкта діагностики, кутової апертури для спостерігача  $10^\circ$ . Причому при вимірюванні координат кольору в системі XYZ здійснюється автокалібрування відносно сульфатбарієвого робочого еталону, а при перерахунку в координати кольору в системі LAB координати кольору ідеального розсіювача, що визначають центр системи координат замінено на координати кольору для нормальної інтактної біотканини шкіри довкола ураженої ділянки. Координати кольору в кожній точці

зображення uszkodженої ділянки біотканини шкіри залежать від об'ємного вмісту крові та основних хромофорів у приповерхневому шарі біотканини шкіри, що дозволяє визначити медико-біологічні параметри uszkodження – абсолютні геометричні розміри uszkodженої ділянки біотканини шкіри ( $y$  см<sup>2</sup>); відносні розміри кожної із зон uszkodженої ділянки біотканини шкіри ( $y$  %), що відрізняються за кольором; час, який пройшов з моменту нанесення uszkodження в годинах.

Крім того, для прикладних задач судово-медичної діагностики необхідно документально зареєструвати uszkodження біотканини шкіри за допомогою цифрової фотографії судово-медичним експертом відповідно до чинної методики затвердженої Головним бюро судово-медичної експертизи України, що потім може бути використано у якості доказової бази.

Координати кольору в кожній точці зображення uszkodженої ділянки пов'язані з об'ємної концентрацією крові, що потрапила у приповерхневий шар біотканини шкіри з кровопідтіком. Кров, що проникла у приповерхневий шар поступово змінює свої властивості. Відбувається процес дезоксигенації гемоглобінів в травмованих тканинах, їх перехід у метгемоглобін, а того в свою чергу в білірубін. Ці процеси призводять до зміни світлорозсіювання та трансформації оптичного випромінювання в uszkodжених ділянках шкіри і, як наслідок, зміни їх координат кольору.

Координати кольору у додатковій стандартній колориметричній системі МКО 1964 р. ( $X_{10}$ ,  $Y_{10}$ ,  $Z_{10}$ ) та більш рівноконтрастному колірному просторі МКО 1976 р. ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) пов'язані зі структурою uszkodженої ділянки біотканини та вмістом основних хромофорів, що дозволяє визначити за допомогою проблемно-орієнтованої експертної системи на основі нечіткої логіки час uszkodження, а також виміряти розміри uszkodженої ділянки.

Для підвищення точності діагностування необхідно використовувати для всіх вимірювань один і той же тип освітлювача, спектр якого відповідає одному із стандартних джерел освітлення  $D_{65}$ ,  $A$  та  $F_{11}$ . Крім того слід врахувати відмінності параметрів кольору неушкодженої інтактною біотканини шкіри довкола uszkodження біотканини шкіри.

Геометричні розміри uszkodженої ділянки біотканини шкіри визначаються, як частина зображення біотканини шкіри, параметри кольору якої у достатній мірі відрізняється від неушкодженої інтактною біотканини шкіри довкола.

**Структурна схема засобу діагностування поверхневих uszkodжень біотканин на основі вимірювань параметрів кольору**

Структурну схему засобу діагностування поверхневих пошкоджень біотканин на основі вимірювань параметрів кольору для реалізації запропонованого методу цифрової колориметрії представлено на рис. 1.

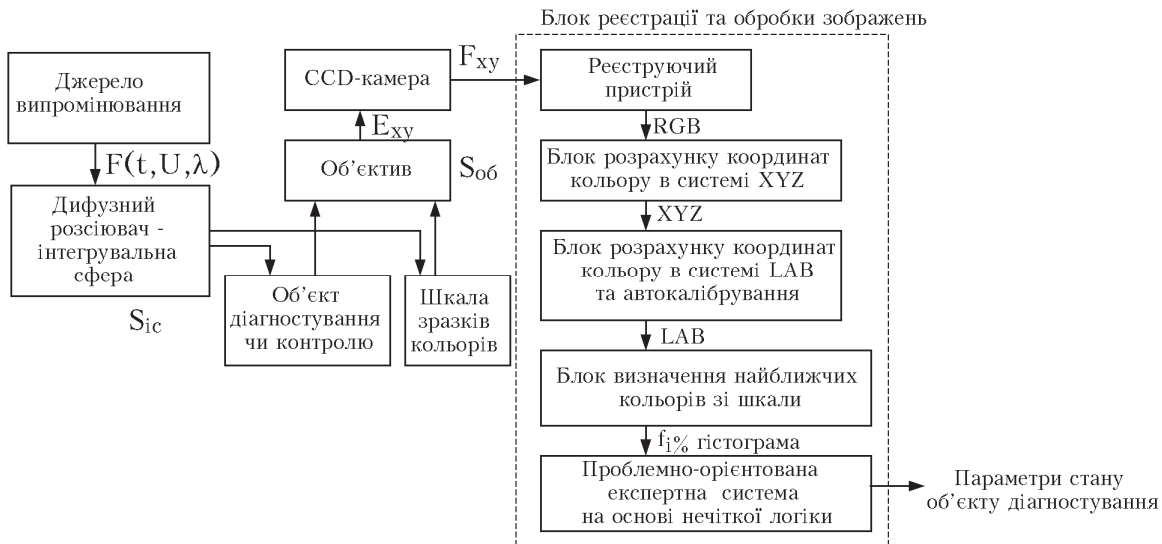


Рис. 1. Структурна схема засобу діагностування поверхневих пошкоджень біотканин на основі вимірювань параметрів кольору

Пристрій містить джерело випромінювання з яким оптично з'єднано дифузний розсіювач, об'єкт діагностування чи контролю та шкалу зразків кольорів [1]. Об'єкти оптично з'єднано з входом CCD-камери, яка через мікроконтролерний реєструючий пристрій під'єднана до блоку розрахунку параметрів кольору елементів зображення в системі координат кольору XYZ та LAB з автокалібруванням. Вихід блоку розрахунку параметрів кольору під'єднано до блоку визначення найближчого кольору зі шкали зразків кольорів для кожного елементу зображення, який під'єднано до проблемно-орієнтованої експертної системи на основі нечіткої логіки, що дозволяє визначити медико-біологічні параметри uszkodження.

Засіб діагностування працює таким чином. Випромінювання від джерела має спектр, що відповідає рекомендованому МКО стандартному джерелу освітлення ( $D_{65}$ ,  $A$  чи  $F_{11}$ ). Випромінювання проходить через дифузний розсіювач та рівномірно освітлює дифузно розсіяним світлом об'єкт діагностування та шкалу зразків

кольорів. Об'єктив формує зображення досліджуваного зразка та шкали зразків кольорів на вхід CCD-камери. Мікроконтролерний реєструючий пристрій фіксує і запам'ятовує цифрове кольорове зображення з виходу CCD-камери у форматі RGB, яке апаратно залежить від спектральних характеристик елементів CCD-камери. Блок розрахунку параметрів кольору елементів зображення з автокалібруванням перетворює зображення з координатами кольору у системі координат RGB до системи координат кольору XYZ з виконанням автокалібрування відносно сульфат барієвого еталону, який використовується, як робочий еталон білого кольору шкали. Перевірка точності вимірювання координат кольору здійснюється на основі шкали зразків кольорів, що має відомі значення координат кольору елементів. Далі здійснюється перетворення зображення до системи координат кольору LAB, враховуючи координати кольору неушкодженої інтактної ділянки об'єкту діагностування. Блок визначення найближчого кольору зі шкали зразків кольорів для кожного елементу зображення визначає найближчу відстань у кольоровому просторі LAB для кожного елемента зображення до координат кольору елементів шкали зразків кольорів і присвоює елементу зображення відповідний номер елемента шкали зразків кольорів, створюючи відносну гістограму кольорів досліджуваного зразка з значенням у відсотках відносної площі зображення, яку займають елементи зображення з координатами кольору близькими до кожного з елементів шкали зразків кольорів. Далі здійснюється визначення медико-біологічних параметрів ушкодження за допомогою проблемно-орієнтованої експертної системи на основі нечіткої логіки.

У якості джерел освітлення зі спектром, що відповідають рекомендованому МКО [2] стандартному джерелу освітлення ( $D_{65}$ , А чи  $F_{11}$ ), використовуємо:

– стандартне джерело освітлення  $D_{65}$  – ксеноніву лампу білого світла, що відповідає природному денному світлу з корельованою колірною температурою  $T = 6500$  К;

– стандартне джерело освітлення А – вольфрамову лампу розжарювання з корельованою колірною температурою  $T = 2856$  К,

– стандартне джерело освітлення  $F_{11}$  – вузькосмугову білу флуоресцентну лампу з корельованою колірною температурою 4000 К марки Philips TL-D 18W/54-765 потужністю 18 Вт.

Як дифузний розсіювач використовуємо інтегровальну сферу (див. рис. 2) діаметром 300 мм з діаметром робочого отвору 50 мм, який прикладається впритул до об'єкту діагностування (біотканини шкіри) і не допускає засвічування біотканини зовні стороннім освітленням. Інтегровальна сфера виготовлена з алюмінію та покрита всередині сульфатом барію, що не змінює спектральні характеристики джерела освітлення.

На рис. 2. вказано:

- робочий отвір  $S_2$ , який прикладається впритул до об'єкту діагностування (біотканини шкіри) для дослідження в умовах *in vivo*;

- отвір  $S_1$ , який знаходиться на нормалі до поверхні об'єкту діагностування та використовується для підключення CCD камери;

- отвір  $S_3$ , вісь якого перпендикулярна до осі між отворами  $S_1$  та  $S_2$  та використовується для підключення джерела випромінювання;

- екрани  $E_1$  та  $E_2$  розміщені під кутом  $45^\circ$ , які запобігають прямому потраплянню випромінювання джерела на об'єкт діагностування чи CCD камеру.

У якості фотоприймача використаємо CCD камеру DCM300 [3] з розмірністю матриці  $2048 \times 1536$ . У макетній версії засобу діагностування реєстрацію та обробку зображень здійснимо за допомогою персонального комп'ютера, підключеного до ПЗЗ камери через USB порт.

#### Аналіз рівняння перетворення оптичного сигналу

Вимірювальний канал розробленого засобу діагностування складається з таких основних вузлів: джерело випромінювання, дифузний розсіювач (інтегровальна сфера), об'єкт діагностування (біотканина шкіри людини *in vivo*) та шкала зразків кольорів, об'єктив, CCD-камера, персональний комп'ютер. Вимірювання медико-біологічних параметрів ушкодження за методом цифрової колориметрії є непрямим [4]. Безпосередньо вимірюється освітленість світлочутливих елементів матриці CCD-камери  $E_{\lambda, XY, CCD}$ , що перетворюється у цифрове зображення  $F_{XY}$  у системі RGB після обробки якого у персональному комп'ютері, розрахунку координат кольору у системі XYZ та LAB з автокалібруванням по шкалі зразків кольорів здійснюється визначення медико-біологічних параметрів.

Інформативним сигналом у вимірювальному каналі є світловий потік, який проходить від джерела випромінювання через всі блоки до ПЗЗ-камери та визначає освітленість її елементів. Визначимо функцію перетворення оптичного сигналу у вимірювальному каналі.

Коефіцієнт передачі дифузного розсіювача на базі інтегровальної сфери

$$S_{IC} = \frac{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}}{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}} = \frac{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}}{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}} = \frac{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}}{\dot{O}_{\lambda\lambda, IC}^{\lambda\lambda}} = r_{i\lambda}^{\lambda\lambda}(\lambda, T) r_{IC}^{\lambda\lambda} \quad (1)$$

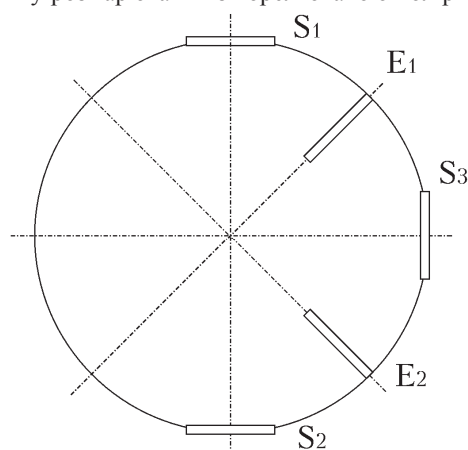


Рис. 2. Інтегровальна сфера використана у якості дифузного розсіювача зондуючого випромінювання

де  $r_{i\dot{a}}^{\dot{a}\dot{e}\dot{o}}(\lambda, T)$  – коефіцієнт дифузного відбивання поверхні об'єкту діагностування (біотканини шкіри) з врахуванням довжини хвилі зондуючого випромінювання та температури зразка;  $r_{IC}^{\dot{a}\dot{e}\dot{o}}$  – коефіцієнт дифузного відбивання стінок інтегральної сфери

$$r_{IC}^{\dot{a}\dot{e}\dot{o}} = \rho \frac{S_{IC} - \sum S_{i\dot{o}\dot{a}}}{S_{IC}} = \rho \frac{S_{IC} - S_1 - S_2 - S_3}{S_{IC}}, \quad (2)$$

у якому  $\rho$  – коефіцієнт відбивання матеріалу стінок внутрішньої порожнини сфери;  $S_{IC}$  – повна площа внутрішньої поверхні сфери;  $\sum S_{i\dot{o}\dot{a}}$  – сумарна площа поверхні отворів.

Коефіцієнт передачі по світловому потоку об'єктива камери визначається коефіцієнтами пропускання та відбивання їх лінз:

$$S_{i\dot{a}} = \frac{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}i\dot{a}}}{\hat{O}_{\dot{a}\dot{o}i\dot{a}}} = \frac{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}i\dot{a}}}{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}\dot{a}}} = \frac{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}\dot{a}} \cdot \tau_{i\dot{a}}}{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}\dot{a}}} = \tau_{\dot{a}\dot{o}i\dot{a}} \cdot (1 - r_{i\dot{a}}); \quad (3)$$

де  $\tau_{\dot{a}\dot{o}i\dot{a}}$  – коефіцієнт пропускання визначається поглинанням в матеріалі лінз  $\tau_{\dot{a}\dot{o}i\dot{a}} = \tau_{\dot{a}\dot{o}i\dot{e}} = 0,999$ ;  $r_{i\dot{a}}$  – коефіцієнт відбивання від поверхні лінз (для скла марки K108, що використовується для виготовлення лінз [5])

$$r_{i\dot{a}} = \left( \frac{n-1}{n+1} \right)^2 = \left( \frac{1,5183-1}{1,5183+1} \right)^2 = 0,042. \quad (4)$$

Враховуючи лінійні розміри елементів фоточутливої матриці CCD-камери  $\Delta x \times \Delta y$  та розподіл сили світла по зображенню  $I'(x, y)$  в умовних одиницях, визначимо коефіцієнт передачі відносно частини світлового потоку  $\hat{O}_{\dot{a}\dot{o}XYCCD}$ , що потрапить на кожний з елементів матриці

$$S_{CCD} = \frac{\hat{O}_{\dot{a}\dot{o}XYCCD}}{\hat{O}_{\dot{a}\dot{e}\dot{o}i\dot{e}}} = \frac{\int_{\Delta x(i-1)}^{\Delta x i} \int_{\Delta y(j-1)}^{\Delta y j} I'(x, y) dx dy}{\int_0^{x_{max}} \int_0^{y_{max}} I'(x, y) dx dy}, \quad (5)$$

де  $i, j$  – порядковий номер елементів матриці CCD-камери.

У CCD камері аналоговий сигнал фотоструму від світлового потоку кожного елемента матриці перетворюється у цифрових сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворення з 12-бітною розрядністю

$$F_{XY} = \frac{\hat{O}_{\dot{a}\dot{o}XYCCD} \cdot S_{u\dot{o}}}{U_0} \cdot 2^n, \quad (6)$$

де  $S_{u\dot{o}}$  – чутливість CCD-камери;  $U_0$  – опорна напруга;  $n$  – розрядність перетворення.

Таким чином, загальне рівняння перетворення оптичного сигналу у вимірювальному каналі засобу діагностування від джерела випромінювання до CCD камери буде

$$S_{\dot{A}\dot{E}xy}(\lambda) = S_{IC} \cdot S_{i\dot{a}} \cdot S_{I\dot{C}\dot{C}} = r_{i\dot{a}}^{\dot{a}\dot{e}\dot{o}}(\lambda, T) \cdot \rho \frac{S_{IC} - S_1 - S_2 - S_3}{S_{IC}} \cdot \tau_{\dot{a}\dot{o}i\dot{a}} \cdot (1 - r_{i\dot{a}}) \frac{\int_{\Delta x(i-1)}^{\Delta x i} \int_{\Delta y(j-1)}^{\Delta y j} I'(x, y) dx dy}{\int_0^{x_{max}} \int_0^{y_{max}} I'(x, y) dx dy}. \quad (7)$$

### Перетворення координат кольору елементів зображень

На основі сформованих зображень на елементах світлочутливої матриці CCD-камери при відповідних спектральних чутливостях каналів отримуємо цифрове кольорове RGB-зображення об'єкту діагностування на виході CCD-камери кожний з елементів якого відповідає координатам кольору в системі RGB

$$\begin{cases} R_{xy} = \int_{360}^{780} F(t, U, \lambda_i) S_{\dot{A}\dot{E}xy}(\lambda) \bar{r}(\lambda) d\lambda; \\ G_{xy} = \int_{360}^{780} F(t, U, \lambda_i) S_{\dot{A}\dot{E}xy}(\lambda) \bar{g}(\lambda) d\lambda; \\ B_{xy} = \int_{360}^{780} F(t, U, \lambda_i) S_{\dot{A}\dot{E}xy}(\lambda) \bar{b}(\lambda) d\lambda; \end{cases} \quad (8)$$

де  $F(t, U, \lambda_i)$  – спектр джерела випромінювання;  $\bar{r}(\lambda)$ ,  $\bar{g}(\lambda)$ ,  $\bar{b}(\lambda)$  – спектральні чутливості каналів;  $S_{\dot{A}\dot{E}xy}(\lambda)$  – коефіцієнт пропускання оптичного сигналу від джерела випромінювання до кожного з елементів світлочутливої матриці CCD-камери.

Координати кольору в системі координат RGB апаратно залежать від спектральних характеристик елементів CCD-камери. Для компенсації відмінностей спектральних характеристик елементів у різних типів

CCD-камер здійснюємо перетворення координат кольору в системі координат RGB до системи координат XYZ з виконанням автокалібрування відносно сульфат барієвого еталону, який використовується, як робочий еталон білого кольору шкали [6]:

$$\begin{cases} X_{xy} = 2,7687R_{xy} + 1,7516G_{xy} + 1,1301B_{xy}; \\ Y_{xy} = 1,0000R_{xy} + 4,5904G_{xy} + 0,0600B_{xy}; \\ Z_{xy} = 0,0000R_{xy} + 0,0565G_{xy} + 5,5939B_{xy}; \end{cases} \quad (9)$$

де  $R_{xy}$ ,  $G_{xy}$ ,  $B_{xy}$  – просторовий розподіл координат кольору зображення в системі координат RGB;  $X_{xy}$ ,  $Y_{xy}$ ,  $Z_{xy}$  – просторовий розподіл координат кольору зображення в системі координат XYZ,

$$\begin{cases} k_X = X_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} } / X_{xy0}; \\ k_Y = Y_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} } / Y_{xy0}; \\ k_Z = Z_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} } / Z_{xy0}; \end{cases} \quad (10)$$

де  $k_X$ ,  $k_Y$ ,  $k_Z$  – коефіцієнти автокалібрування відносно сульфат барієвого еталону;  $X_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} }$ ,  $Y_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} }$ ,  $Z_{xy \text{ \textit{н\textit{а}}} }$  – координати кольору сульфат барієвого еталону в системі координат XYZ;  $X_{xy0}$ ,  $Y_{xy0}$ ,  $Z_{xy0}$  – координати кольору еталону білого кольору шкали в системі координат XYZ.

Враховуючи процедуру автокалібрування (10), координати кольору зображення об'єкту діагностування у системі координат XYZ будуть:

$$\begin{cases} X'_{xy} = k_X (2,7687R_{xy} + 1,7516G_{xy} + 1,1301B_{xy}), \\ Y'_{xy} = k_Y (1,0000R_{xy} + 4,5904G_{xy} + 0,0600B_{xy}), \\ Z'_{xy} = k_Z (0,0000R_{xy} + 0,0565G_{xy} + 5,5939B_{xy}). \end{cases} \quad (11)$$

Далі здійснюється перетворення зображення до системи координат кольору LAB, враховуючи координати кольору неушкодженої інтактною ділянкою об'єкту діагностування.

#### Висновки

Вдосконалено метод цифрової колориметрії нормальних і ушкоджених ділянок біотканин шкіри людини, який полягає у вимірюванні просторового розподілу координат кольору ушкодженої ділянки біотканини шкіри у системі координат кольору XYZ, за умов дифузного освітлення стандартним джерелом освітлення, що дозволяє визначити за допомогою проблемно-орієнтованої експертної системи на основі нечіткої логіки час ушкодження, а також виміряти розміри ушкодженої ділянки.

#### Література

1. Спосіб визначення і реєстрації кольору та розмірів ушкоджень в судово-медичних дослідженнях / [В. Г. Петрук, О. І. Моканюк; О. Є. Кватернюк та ін.]// Патент України №70759 МПК7 G01N 21/21 / заявл. 05.12.2011; опубл. 25.06.2012; Бюл. № 12. – 6 с.
2. ISO 7724-1: 1984 Paints and varnishes – Colorimetry – Part 1: Principals. Committee: ISO/TC 35/SC 9, Edition: 1, Publication date: 1984-09-01. – 12 p.
3. DCM300. User Manual. – SCOPETEK. – 2012. – 29 p.
4. Неразрушающий контроль и диагностика: Справочник: В 8 т. / [под ред. В. В. Клюева]. Т. 1: В 2 кн. Кн. 1. Ф. Р. Соснин. Визуальный и измерительный контроль. Кн. 2. Ф. Р. Соснин. Радиационный контроль. – 2-е изд., испр. – М.: Машиностроение, 2008. – 560 с.
5. ГОСТ 23136–93 Материалы оптические. Параметры. – М.: Межгосударственный совет по стандартизации, метрологии и сертификации, 1993. – 25 с.
6. ГОСТ 13088-67. Колориметрия. Термины, буквенные обозначения. – М.: Издательство стандартов, 1967. – 12 с.

#### References

1. Sposib viznachennya i reestratsiyi koloru ta rozmiriv ushkodzhenn v sudovo-medichnih doslidzhenniyah / [V. G. Petruk, O. I. Mokanyuk; O. E. Kvaternyuk ta In.]// Patent Ukraini #70759 MPK7 G01N 21/21 / zayavl. 05.12.2011; opubl. 25.06.2012; Byul. № 12. – 6 p.
2. ISO 7724-1: 1984 Paints and varnishes – Colorimetry – Part 1: Principals. Committee: ISO/TC 35/SC 9, Edition: 1, Publication date: 1984-09-01. – 12 p.
3. DCM300. User Manual. – SCOPETEK. – 2012. – 29 p.
4. Nerazrushayushiy kontrol i diagnostika: Spravochnik: V 8 T. / [pod red. V. V. Klyueva]. T. 1: V 2 kn. Kn. 1. F. R. Sosnin. Vizualnyiy i izmeritelnyiy kontrol. Kn. 2. F. R. Sosnin. Radiatsionnyiy kontrol. – 2-e izd., ispr. – M.: Mashinostroenie, 2008. – 560 p.
5. GOST 23136–93 Materialy opticheskie. Parametry. – M.: Mezghosudarstvennyiy sovet po stan-dartizatsii, metrologii i sertifikatsii, 1993. – 25 p.
6. GOST 13088-67. Kolorimetriya. Terminy, bukvennyie oboznacheniya. – M.: Izdatelstvo standartov, 1967. – 12 p.

Рецензія/Peer review : 11.1.2015 р. Надрукована/Printed :25.1.2015 р.  
Стаття рецензована редакційною колегією