

Винахід відноситься до області фотометрії і може використовуватися, зокрема, для визначення кольору синця, трупної плями у судово-медичній експертизі.

Відомий спосіб базується на визначенні кольору шкіри з використанням стандартної шкали кольорів (Авандилов Г.Г. Краткая шкала цветов. Практическое пособие для судебно-медицинских экспертов и патологоанатомов. - М.: Бюро судмедэкспертизы МЗ КБАССР. 1962. - С.23 (с приложением)).

Недоліками його є значні похибки, пов'язані із суб'єктивним сприйняттям кольору, а також відсутність спектрального складу еталонних кольорів, що використовуються у шкалі.

Відомий спосіб, який базується на використанні спеціального фотоелектричного колориметра ФМ-104М зі стандартним колориметричним джерелом "С" (6500 К), спектр випромінювання якого імітує спектр денного світла. Кольоровість зразка при цьому характеризується певною довжиною хвилі - λ , чистота кольору - ρ , а яскравість - коефіцієнтом відбивання ρ , спектр якого для кожного зразка у видимій області довжин хвиль знімався за допомогою спектрофотометра СФ-10 (Жеребцов Л.Д., Василевский В.К., Бремзен С.А. Объективные исследования цвета кожного покрова человека. - Вопросы антропологии: Изд. Московского университета. - Вып. 56, 1977. - С. 146-151).

Недоліком цього способу є складність методики вимірювань кольору і інструментального забезпечення, необхідність коригування фотоприймачів колориметрів під певні криві чутливості, а також тривала статистична обробка результатів із-за відсутності відповідного програмного алгоритму.

За прототип взято спосіб об'єктивної діагностики кольору біотканини з ділянки синця або трупної плями на основі трикомпонентної колориметричної теорії за допомогою інтегруючої сфери. Суть способу полягає у визначенні координат кольоровості x, y, z згідно міжнародних колориметричних систем XYZ або RGB на базі спектрофотометричних вимірювань коефіцієнта дифузного відбивання ρ_λ зразків неушкодженої і травмованої тканини (шкіри). Крім цього, отримані результати вимірювань з врахуванням спектральної густини потужності P_λ , випромінювання стандартного джерела і ординат кривих змішування x, y, z видимого діапазону спектру обробляються згідно відповідному програмному забезпеченню і подаються у вигляді координат x, y, z (Петрук В.Г., Моканюк О.І., Васильківський І.В., Смолінський Є.С. Метод судмедекспертної діагностики давності виникнення тілесних пошкоджень на основі трикомпонентної колориметричної теорії за допомогою інтегруючої сфери. - Вісник ВПІ: Видав. Вінницького держуніверситету, № 4(5), 1994. - С. 14-16).

Недоліками вказаного прототипу є відсутність роздільного визначення кольору непошкодженої шкіри та кольору гемоглобіну - пігмента, який, насамперед, визначає колір синця або трупної плями, що вносить, як показали останні дослідження, суттєву похибку в аналіз результатів діагностики у зв'язку з тим, що розрахований колір знаходиться в ділянці "нереальних" кольорів локусу X, Y, Z , а також те, що не враховується реальна яскравість (при сонячному денному світлі) дослідного зразка, яка в цілому не дозволяє перевірити достовірність отриманих результатів за допомогою кольорового атласу.

В основу винаходу поставлена задача створення способу об'єктивної діагностики кольору біотканини з ділянки синця або трупної плями, який дозволяє роздільно визначити як колір непошкодженої (Інтактної) біотканини (шкіри), так і окремо колір гемоглобіну - пігменту, що саме визначає колір синця або трупної плями, а також врахувати реальну яскравість дослідного зразка, і за рахунок цього суттєво збільшити об'єктивність та достовірність діагностики, зокрема і у судмедекспертизі.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі об'єктивної діагностики кольору біотканини з ділянки синця або трупної плями за допомогою інтегруючої сфери шляхом спектрофотометричних вимірювань, коефіцієнтів дифузного відбивання зразків інтактної і шкіри з синцем або трупною плямою та знаходження їх координат кольоровості за міжнародною трикомпонентною колориметричною системою RGB. Згідно винаходу

вимірюють коефіцієнти дифузного відбивання ρ_λ Інтактної І шкіри з синцем або трупною плямою і визначають їх різницю - параметр $P_q = \rho_\lambda^{int} - \rho_\lambda^{синець/труп.пляма}$ з наступним розрахунком

координат кольоровості окремо гемоглобіну за виразом $H_q = P_{qmax} - P_q$, де P_{qmax} - максимальна різниця коефіцієнтів дифузного відбивання Інтактної і шкіри з синцем або трупною плямою у вимірювальному спектральному інтервалі; і P_q - різниці коефіцієнтів дифузного відбивання Інтактної І шкіри з синцем або трупною плямою на всіх інших довжинах хвиль, а за їх допомогою координат кольоровості синця саме у

початковій стадії розвитку або трупної плями за виразом $\rho_\lambda^{*синець/труп.пляма} = H_q$. Тоді для кінцевої стадії розвитку синця попередній вираз набуде виду $\rho_\lambda^{*синця} = \rho_\lambda^{int} + H_q$.

При цьому для компенсації недостатньої яскравості поверхні зразка поруч з системою RGB використовують аналогічну систему HLS (XYZ), що дозволяє шляхом автоматичних перерахунків показників H I S за допомогою програми Corel DRAW 1 використання бібліотеки кольорів PANTONE Spot Color збільшити показник світлоти зразка L I відобразити на моніторі ПК визначений колір об'єкту вимірювань у зручній формі, який метамірно співставляють з кольором зразка, що сприймається візуально.

Спосіб реалізується на комп'ютерно-вимірювальній системі (фіг.), до складу якої входить 1 монохроматор, оптично зв'язаний з первинним перетворювачем інтегруючої сфери шляхом резонатором у вигляді порожнинної сфери 2 зі зразком біотканини 3, розташованим у її центрі; прийомно-реєструючої системи 4, адаптера 5, що перетворює частотний сигнал у відповідний до персонального комп'ютера 6 код. Крім того, до складу цієї системи входить пакет програмного забезпечення 7, що у операційній системі Window 3.11 за допомогою програми Corel DRAW з використанням бібліотеки кольорів PANTONE Spot Color дозволяє здійснювати не тільки математичні і колориметричні задачі, а й функції управління і зворотньої дії.

Пристрій у вигляді комп'ютерно-вимірювальної системи (фіг.), на базі якої реалізується спосіб об'єктивної діагностики кольору біотканини, працює наступним чином.

Сформований монохроматором І оптичний сигнал певної довжини хвилі у видимому діапазоні спектру 380

- 760 нм з роздільною здатністю до $\Delta\lambda = 10 \text{ нм}$ передається по чергово то на еталон дифузного відбивання МдО з $\rho_{\text{max}} = 0,98$, то на дослідний зразок з біотканини, що розташований в центрі Інтегруючої порожнини 2, і після взаємодії світла зі зразком результуючий сигнал сприймається поверхнею катода фотодіоду типу ФДУК і перетворюється у фотострум прийомно-реєструючої системи 4 і далі у частотний сигнал, який при допомозі адаптера 5 перетворюється у відповідний до ПК- б цифровий код, що обробляється вказаним програмним забезпеченням 7 і відтворюється на моніторі ПК у зручній формі (таблиці, графіки, локус, колір тощо).

Спосіб здійснюється наступним чином. Методом по чергового порівняння оптичних сигналів, відбитих і від еталона дифузного відбивання у сфері 2 і від зразка 3 відповідно знаходиться коефіцієнт дифузного відбивання $\rho\lambda$ зразка даної довжини хвилі λ . Визначення координат кольоровості rgb Інтактної шкіри в колориметричній системі RGB базується на трьох лінійно незалежних кольорах (λ_R - 700 нм - червоний; λ_G - 546,1 нм - зелений; λ_B - 438,8 нм - синій). Тоді колір, який треба виміряти, відповідає рівнянню:

$$C = r' \cdot R + g' \cdot G + b' \cdot B \quad (1)$$

тобто C - вектор у тривимірному просторі; R, G, B - його орти; r', g', b' - координати по трьох осях. При цьому білому кольорі відповідає умова:

$$r' = g' = b' \quad (2)$$

Координати кольору складного випромінювання з розподілом його потужності по спектру P χ обчислюються у системі RGB згідно виразів:

$$r' = \int P\lambda \cdot \rho\lambda \cdot \bar{r}\lambda d\lambda$$

$$g' = \int P\lambda \cdot \rho\lambda \cdot \bar{g}\lambda d\lambda \quad (3)$$

$$b' = \int P\lambda \cdot \rho\lambda \cdot \bar{b}\lambda d\lambda$$

де $\bar{r}\lambda, \bar{g}\lambda, \bar{b}\lambda$ - питомі ординати функції кривих змішування, що показують, у яких співвідношеннях необхідно змішувати основні для даної колориметричної системи стимули, щоб отримати колір випромінювання заданої довжини хвилі λ , потужність якого 1 Вт. Ці ординати для стандартного колориметричного спостерігача відомі і записані в програмі та відомих програмних пакетах. Площина кольоровості в системі RGB визначається рівнянням:

$$r + g + b = 1. \quad (4)$$

При цьому координата r вказує на домінуючу довжину хвилі λ у діаграмі кольоровості "rg" або локусі колориметричної системи RGB; координата g - на яскравість зразка, що замінена у даному випадку коефіцієнтом дифузного відбивання $\rho\lambda$; координата b - на чистоту кольору r, що визначається співвідношенням:

$$\rho = \frac{n \cdot \rho\lambda}{m \cdot \rho_w + n \cdot \rho\lambda} \quad (5)$$

де $\rho\lambda$ - дифузний коефіцієнт спектральної складової кольору, що відповідає координаті $g\lambda$; ρ_w - Дифузний коефіцієнт білої складової кольору, що відповідає координаті g_w ; n і m - відсотки спектральної і білого у кольорі C, які знаходяться за "правилом плечей" на лінії $\lambda - C - W_E$.

Крім того, у пам'ять комп'ютерно-вимірювальної системи, яка визначає і запам'ятовує точне значення $\rho\lambda$ зразка шкіри, закладається спектральна густина потужності P Я випромінювання стандартного джерела монохроматора у спектрофотометрі і ординати кривих змішування у вигляді добутоків

$P\lambda \cdot r : P\lambda \cdot g : P\lambda \cdot b$ видимого діапазону спектру з максимально можливою роздільною здатністю по довжинам хвиль. Знайдені значення $\rho\lambda$ множаться і Інтегруються по вказаному спектральному інтервалу за виразами (3). Далі визначається різниця P_q між коефіцієнтами дифузного відбивання Інтактної І шкіри з синцем або трупною плямою $P\lambda^{\text{синця/труп.плями}}$ за виразом:

$$P_q = \rho\lambda^{\text{Інт}} - \rho\lambda^{\text{синця/труп.плями}} \quad (6)$$

з наступним розрахунком окремо координат кольоровості гемоглобіну за виразом:

$$H_q = P_q(\text{max}) - P_q(n). \quad (7)$$

де $P_q(\text{max})$ - максимальна різниця коефіцієнтів дифузного відбивання Інтактної І шкіри з синцем або трупною плямою у вимірюваному спектральному інтервалі; $P_q(n)$ - різниці коефіцієнтів дифузного відбивання Інтактної І шкіри з синцем або-трупною плямою на всіх інших довжинах хвиль, де немає максимальної різниці. Знаючи ці параметри, одержують координати кольоровості синця в початковій стадії розвитку або трупної плями за виразом:

$$\rho\lambda^{\text{Інт}} - \rho\lambda^{\text{синця/труп.плями}} = H_q.$$

Тоді для кінцевої стадії розвитку синця попередній вираз набуде виду

$$\rho\lambda^{\text{синця}} = \rho\lambda^{\text{Інт}} + H_q.$$

При цьому для компенсації недостатньої яскравості поверхні зразка поруч з системою RGB використовують аналогічну систему HLS (XYZ), що дозволяє шляхом автоматичних перерахунків показників H I S за допомогою програми Corel DRAW і використання бібліотеки кольорів PANTONE Spot Color збільшити показник світлоти зразка L і відобразити на моніторі ПК визначений колір об'єкту вимірювань у зручній формі, який метамірно співставляють з кольором зразка, що сприймається візуально.

Отримана інформація подається при необхідності як у вигляді координат r, g, b локусу RGB або у вигляді

реального кольору при денному сонячному світлі на моніторі ПК, що підтверджує об'єктивність і висоту достовірність колориметричної діагностики біооб'єктів. На основі результатів дослідження оптичних параметрів 1000 зразків Інтактної І 250 зразків шкіри з синцями, трупними плямами та їх обробці за допомогою комп'ютерної програми Corel DRAW з використанням бібліотеки кольорів PANTONE Spot Color розроблений електронний атлас можливих кольорів шкіри людини І крис з ділянки синця та трупних плям, який в даний час практично використовується у судово-медичній експертизі.

