

АНАЛІЗ ПОХИБОК ЗАСОБУ ДІАГНОСТУВАННЯ НА ОСНОВІ ВИМІРЮВАННЯ КООРДИНАТ КОЛЬОРУ НОРМАЛЬНИХ І ПАТОЛОГІЧНИХ БІОТКАНИН

У роботі проаналізовано похибки засобу вимірювання координат кольору біотканин шкіри людини для прикладних задач судово-медичної діагностики за місцем їх виникнення. Визначено рівняння перетворення інформативного сигналу у вимірювальному каналі засобу діагностування, що дало можливість оцінити систематичну інструментальну складову похибки вимірювань та підвищити достовірність діагностування. Проаналізовано методичні похибки при вимірюванні медико-біологічних параметрів ушкодження за рахунок визначення найближчих кольорів зі шкали зразків кольорів для кожного елемента зображення.

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

V.G. PETRUK, S.M. KVATERNIUK, O.E. KVATERNIUK, A.D. MAYDANYUK

Vinnitsia National Technical University

O.I. MOKANYUK

National Pirogov Memorial Medical University, Vinnitsya

ANALYSIS OF ERROR DIAGNOSIS MEANS BASED ON THE COLOR COORDINATE MEASURING NORMAL AND PATHOLOGICAL BIOLOGICAL TISSUES

Abstract. In this paper, we analyzed the error means measuring color coordinates biological tissues of human skin for applied problems of forensic diagnostics at their place of origin. It was determined transformation equation informative signal measuring channel diagnostics tool. This made it possible to assess systematic instrumental component of measurement errors and improve the accuracy of diagnosis. The researchers analyzed the methodological errors in the measurement of biomedical parameters injury determination by the next color scale with color swatches for each element of the image.

Key words: digital colorimetry, biological tissue, forensic examination

Вступ

На основі результатів опрацювання оптичних характеристик біотканин можливо діагностувати ступінь ушкодження біотканини та визначити інші параметри (давність, прижиттєвість). Для судової медицини *in vivo* важливим є можливість проведення швидких неінвазивних досліджень, оскільки їх результати необхідні для створення доказової бази злочину та можуть бути використані для пошуку злочинців у криміналістиці. Стан поверхневих патологій біотканин суттєво впливає на їх колір, а тому аналіз та класифікація поверхневих патологій біотканин за кольором особливо актуальні для судово-медичної діагностики. Актуальність теми зумовлена необхідністю постійного підвищення швидкодії та точності діагностики параметрів поверхневих пошкоджень біотканин шкіри людини з урахуванням їх оптико-фізичних параметрів за рахунок вдосконалення методу колориметрії і вимірювання координат кольору біотканин шкіри.

Аналіз похибок у вимірювальному каналі засобу діагностування

Структурну схему засобу діагностування поверхневих пошкоджень біотканин на основі вимірювань параметрів кольору для реалізації методу цифрової колориметрії представлено на рис. 1. Пристрій містить джерело випромінювання з яким оптично з'єднано дифузний розсіювач, об'єкт діагностування чи контролю та шкалу зразків кольорів [1]. Об'єкт 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 встановлення найближчого кольору зі шкали зразків кольорів для кожного елемента зображення, який під'єднано до проблемно-орієнтованої експертної системи на основі нечіткої логіки, що дозволяє визначити медико-біологічні параметри ушкодження.

Загальна похибка вимірювання біомедичних параметрів ушкоджених біотканин шкіри на основі просторового розподілу координат кольору є функцією багатьох змінних, оскільки на точність вимірювального перетворення впливають різні фактори. У зв'язку з цим необхідно проаналізувати похибки у вимірювальному каналі засобу діагностування за місцем їх виникнення (рис. 2.).

Основні похибки, що виникають під час вимірювального перетворення такі: Δ_{source} – за рахунок нестабільності у часі світлового потоку джерела випромінювання; Δ_{dd} – дифузного розсіювача (інтегрувальної сфери); Δ_{obj} – об'єктивна; $\Delta_{noise\ ccd}$, $\Delta_{ADC\ ccd}$, $\Delta_{L\ ccd}$ – за рахунок шумів, квантування при аналого-цифровому перетворенні та обмеженої роздільної здатності CCD камери; $\Delta_{im\ proc}$ – за рахунок неточності розрахунку координат кольору у блоці реєстрації та обробки зображень.

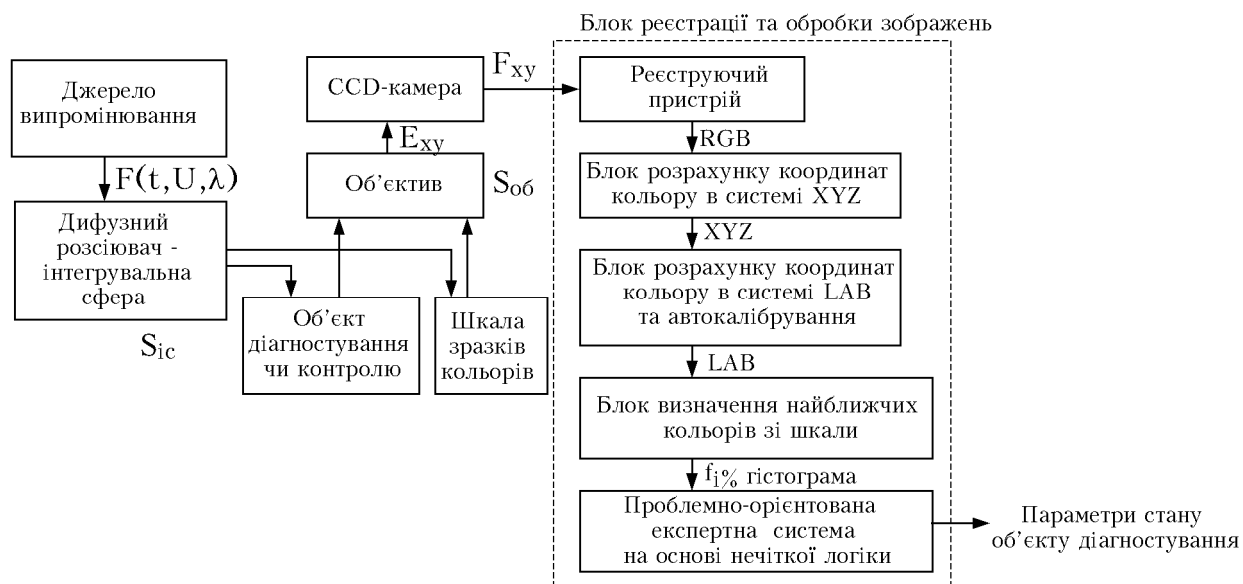


Рис. 1. Структурна схема засобу діагностування поверхневих пошкоджень біотканини

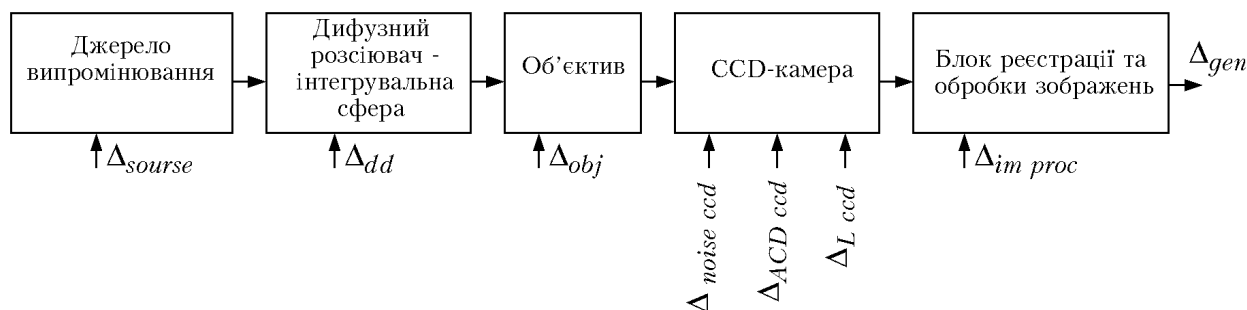


Рис. 2. Похибки у вимірювальному каналі засобу діагностування поверхневих пошкоджень біотканини

Аналіз інструментальних похибок

Спочатку розглянемо інструментальні похибки, що виникають у вимірювальному каналі.

1. Похибка, яка виникає за рахунок нестабільності у часі світлового потоку джерела випромінювання, що може спричинитися коливанням напруги джерела живлення, зміни яскравості у процесі прогрівання, втрати яскравості лампи за рахунок старіння тощо. Крім того, вносить свій вплив спектральна залежність інтенсивності випромінювання джерела $F(\lambda)$. При застосуванні у якості освітлювача наближеного за спектральним складом до стандартного джерела освітлення D_{65} ксенонової лампи ДКсШ-150 із стабілізованим джерелом живлення (15 В, 10А, 150 Вт) та схемою запуску забезпечуємо довготривалу стабільність випромінювання на рівні $\delta_{source} = 5\%$. Більша стабільність світлового потоку джерела випромінювання не потрібна, оскільки в схемі пристрою передбачена процедура автокорекції, яка практично повністю компенсує нестабільність у часі світлового потоку джерела випромінювання.

2. Похибка, що створюється інтегральною сферою δ_{dd} визначається такими складовими:

– δ_ρ , відхилення значення коефіцієнту дифузного відбивання матеріалу стінок внутрішньої порожнини інтегральної сфери від номінального значення пов'язане зі зміною фізичного стану покриття (0,5 %);

– δ_{tol} , похибка, що визначається конструктивними допусками при виготовленні сфери (25 мкм):

$$\delta_{tol} = \frac{\Delta S_{sphere}}{S_{sphere}} 100\% = \frac{2\Delta r_{sphere}}{r_{sphere}} 100\% = \frac{2 \cdot 25 \cdot 10^{-6}}{15 \cdot 10^{-2}} 100\% = 0,033\%, \quad (1)$$

Таким чином обчислимо загальну похибка, що створюється інтегральною сферою

$$\delta_{dd} = \sqrt{\delta_\rho^2 + \delta_{tol}^2} = \sqrt{0,5^2 + 0,033^2} = 0,501\%. \quad (2)$$

3. Похибка, що створюється за рахунок спотворення зображення (геометричних аберацій) елементами об'єктиву CCD-камери $\delta_{obj} = 0,5\%$, визначається такими складовими:

– сферичні аберації, за рахунок розбіжності головних фокусів для променів світла, що пройшли через оптичну систему (лінзи об'єктива CCD-камери) на різній відстані від оптичної осі системи;

– кома, для променів, що не лежать на головній оптичній осі системи у площині зображення створюється несиметрична пляма розсіювання;

– астигматизм, зумовлений неоднаковою кривизною оптичної поверхні в різних площинах перетину

падаючого на неї світлового пучка. При цьому зображення точки, що не лежить на головній осі, розтягуються до еліптичної форми; астигматизм зменшується за рахунок такого підбору лінз, при якому одна компенсує астигматизм іншої;

– дисторсія, проявляється у неоднаковому оптичному збільшенні різних ділянок зображення; проявляється у подушкоподібних чи бочкоподібних спотвореннях квадратного зображення.

Об'єктив CCD-камери розрахований на відстань до об'єкту діагностування 300 мм, що відповідає діаметру інтегрувальної сфери, при цьому забезпечуються мінімальні спотворення зображення.

4. Похибка аналого-цифрового перетворення виникає за рахунок кінцевої кількості дозволених рівнів сигналу при квантуванні за рівнем $\delta_{ADC\ ccd}$ та інструментальної похибки, зумовленої наявністю шумів та випадкових завод у CCD камері $\delta_{noise\ ccd}$. Виникнення інструментальної похибки обумовлене багатьма факторами та її закон розподілу близький до нормального. Обчислимо її значення на основі співвідношення сигнал-шум для CCD камери $D_{S/N} = 70$ дБ

$$\delta_{noise\ ccd} = 100\% / \left(10^{D_{S/N}/20}\right) = 100\% / \left(10^{70/20}\right) = 0,032\% . \quad (3)$$

Похибка квантування $\delta_{ADC\ ccd}$ при великій кількості розрядів може бути описана прямокутним законом розподілу, що відповідає рівній щільності ймовірності похибки квантування в межах $\pm h_k / 2$, де h_k – крок квантування. З врахуванням максимальних та мінімальних рівнів сигналу на елементах матриці:

$$\delta_{ADC\ ccd} = \frac{F_H}{2 \cdot F_{X_{\max}}} \cdot 100\% ; \quad (4)$$

$$\delta_{ADC\ ccd} = \frac{F_H}{2 \cdot F_{X_{\max}}} \cdot 100\% = \frac{1}{2 \cdot 2^8} \cdot 100\% = 0,2\% ;$$

Середньоквадратичне значення похибки квантування [2]

$$\delta_{SD\ ADC\ ccd} = \frac{\delta_{ADC\ ccd}}{\sqrt{12}} = 0,056\% . \quad (5)$$

При формуванні зображення ураженої ділянки біотканини шкіри за допомогою CCD камери на якість зображень впливає роздільна здатність CCD камери. Розміри елемента зображення ураженої ділянки біотканини шкіри, що відповідає одному пікселю CCD камери:

$$l_{x\ bt} = \frac{L_x}{N_x} = \frac{40 \cdot 10^{-3}}{2048} = 19,5 \text{ мкм}; \quad (6)$$

$$l_{y\ bt} = \frac{L_y}{N_y} = \frac{40 \cdot 10^{-3}}{1536} = 26 \text{ мкм}; \quad (7)$$

де L_x, L_y – геометричні розміри зображення ураженої ділянки біотканини шкіри, що потрапляє у робочий отвір первинного вимірювального перетворювача (40×40 мм); N_x, N_y – розмірність матриці (2048×1536).

Максимальна похибка квантування при обчисленні відстані на основі цифрового зображення складатиме половину кроку квантування, тобто відповідатиме половині розміру елемента зображення ураженої ділянки біотканини шкіри, що відповідає одному пікселю CCD камери: $\Delta_{quant.x\ max} = 0,5l_{x\ bt}$,

$$\Delta_{quant.y\ max} = 0,5l_{y\ bt} .$$

Середньоквадратичне значення цієї похибки:

$$\mathcal{E}_{quant.x} = \frac{\Delta_{quant.x\ max}}{\sqrt{3}} = \frac{l_{x\ bt}}{2\sqrt{3}} = 5,6 \text{ мкм}; \quad (8)$$

$$\mathcal{E}_{quant.y} = \frac{\Delta_{quant.y\ max}}{\sqrt{3}} = \frac{l_{y\ bt}}{2\sqrt{3}} = 7,5 \text{ мкм}. \quad (9)$$

На основі цього обчислимо відносну похибку визначення розмірів ураженої ділянки біотканини, що визначається роздільною здатністю CCD камери. Похибка при цьому залежатиме від розмірів ураженої ділянки. Мінімальне її значення відповідатиме тому випадку, коли уражена ділянка буде повністю закривати робочий отвір приладу. Розрахуємо середнє значення похибки у випадку, коли уражена ділянка біотканини буде закривати половину робочого отвору:

$$\delta_{lx} = \frac{\mathcal{E}_{quant.x}}{L_{x\ pat}} 100\% = \frac{\mathcal{E}_{quant.x}}{0,5 \cdot L_x} 100\% = 0,028\% ; \quad (10)$$

$$\delta_{ly} = \frac{\mathcal{E}_{кв.y}}{L_{y\ pat}} 100\% = \frac{\mathcal{E}_{кв.y}}{0,5 \cdot L_y} 100\% = 0,038\% . \quad (11)$$

Аналіз похибок вимірювання координат кольору

Визначимо загальну похибку вимірювання кожної з координат кольору у системі RGB.

Систематична складова похибки вимірювання координат кольору у системі RGB визначається похибками, що створюються джерелом випромінювання δ_{source} , дифузним розсіювачем (інтегральною сферою) δ_{dd} та об'єктивом δ_{obj} та похибкою квантування при аналого-цифровому перетворенні в CCD камері $\delta_{ADC ccd}$. Визначимо значення систематичної складової похибки вимірювання координат кольору у системі RGB, враховуючи, що дія впливних факторів незалежна:

$$\delta_{sys.RGB} = \sqrt{\delta_{source}^2 + \delta_{dd}^2 + \delta_{obj}^2} = \sqrt{5^2 + 0,501^2 + 0,5^2} = 5,05\% . \quad (12)$$

Випадкова складова похибки вимірювання координат кольору у системі RGB визначається похибками, що створюються за рахунок шумів, квантування при аналого-цифровому перетворенні та обмеженої роздільної здатності CCD камери.

Визначимо випадкову складову похибки вимірювання координат кольору у системі RGB на основі середньоквадратичних значень складових:

$$\delta_{rand.RGB} = \sqrt{\delta_{noise ccd}^2 + \delta_{ADC ccd}^2 + \delta_{ly}^2} = \sqrt{0,032^2 + 0,056^2 + 0,038^2} = 0,075\% . \quad (13)$$

При розрахунку координат кольору у системі XYZ при виконанні автокалібрування відносно сульфат барієвого еталону систематична складова похибки вимірювання координат кольору у системі RGB компенсується. Випадкова складова похибки вимірювання кожної з координат кольору у системі XYZ визначається випадковими складовими похибки вимірювання кожної з координат кольору у системі RGB:

$$\delta_{rand.XYZ} = \sqrt{\delta_{rand.R}^2 + \delta_{rand.G}^2 + \delta_{rand.B}^2} = \sqrt{0,075^2 + 0,075^2 + 0,075^2} = 0,13\% . \quad (14)$$

При перерахунку координат кольору у систему LAB похибка вимірювань координат кольору буде визначатись на основі похибок вимірювань координат кольору в системі XYZ для ушкодженої ділянки і для нормальної інтактної біотканини шкіри довкола, тому випадкова складова похибки координат кольору у системі LAB буде:

$$\delta_{instr.} = \delta_{rand.LAB} = \sqrt{\delta_{rand.XYZ norm}^2 + \delta_{rand.XYZ pat}^2} = \sqrt{0,13^2 + 0,13^2} = 0,18\% . \quad (15)$$

Аналіз методичних похибок визначення медико-біологічних параметрів ушкодження

На основі вимірювання координат кольору для кожного пікселя зображення визначимо найближчі кольори зі шкали зразків кольорів для кожного елемента зображення на основі визначення найближчої відстані у кольоровому просторі LAB. Блок визначення найближчого кольору зі шкали зразків кольорів для кожного елемента 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 із значенням у відсотках відносної площі зображення, яку займають елементи зображення з координатами кольору близькими до кожного з елементів шкали зразків кольорів.

Відстань у колірному просторі LAB C_{ij} визначається таким чином [3]:

$$C_{ij} = \sqrt{(L_i - L_{scale j})^2 + (a_i - a_{scale j})^2 + (b_i - b_{scale j})^2} , \quad (16)$$

де L_i, a_i, b_i – координати у колірному просторі елемента зображення; $L_{scale j}, a_{scale j}, b_{scale j}$ – координати у колірному просторі елемента шкали зразків кольорів.

Оскільки CCD камера має певну обмежену роздільну здатність, то визначення геометричних розмірів елементів зображення буде здійснюватися з похибкою не менше ніж $\delta_l = \max\{\delta_x, \delta_y\} = 0,038\%$.

Складова методичної похибки при визначенні найближчої відстані у колірному просторі LAB C_{ij} до елементів шкали кольорів пов'язана з обмеженою кількістю елементів шкали, що відповідають відомим значенням біомедичних параметрів об'єкту діагностування. Оціночне значення складової методичної похибки при визначенні відносної площі елементів зображення N_j приймемо в десять разів більшим похибки визначення геометричних розмірів за рахунок обмеженої роздільної здатності CCD камери $\delta_{N_j} = 0,38\%$. При визначенні біомедичних параметрів об'єкту діагностування на основі гістограми N_j за допомогою експертної системи виникає похибка δ_{ES} , оціночне значення якої приймемо 0,5%. Внаслідок фізіологічних особливостей біотканин шкіри різних груп пацієнтів (вік, стать, супутні захворювання) виникають похибки за рахунок відхилення ряду параметрів від вибраних при розробці математичної моделі шкіри, що призводить до виникнення складової методичної похибки неточності математичної моделі $\delta_{m.m.}$, оціночне значення якої приймемо близько 0,5%.

Таким чином, загальна методична похибка:

$$\delta_m = \sqrt{\delta_{m.m.}^2 + \delta_{ES}^2 + \delta_{N_j}^2} = \sqrt{0,5^2 + 0,5^2 + 0,38^2} = 0,8\% . \quad (17)$$

Загальна похибка засобу вимірювань дорівнює сумі інструментальної і методичної похибок:

$$\delta_{gen} = \delta_{instr.} + \delta_m = 0,18 + 0,8 = 0,98\% . \quad (18)$$

Висновки

Проаналізовано похибки засобу вимірювання координат кольору нормальних і патологічних біотканин для прикладних задач судово-медичної діагностики за місцем їх виникнення. Визначено рівняння перетворення інформативного сигналу у вимірювальному каналі засобу діагностування, що дало можливість оцінити та компенсувати систематичну інструментальну складову похибки вимірювань та підвищити точність діагностування. Проаналізовано методичні похибки при визначенні найближчих кольорів зі шкали зразків кольорів для елементів зображення. Встановлено, що загальна похибка вимірювань не перевищує 0,98 %.

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. Булатов В. Н. Элементы и узлы информационных и управляющих систем (основы теории и синтеза): Учебное пособие / В. Н. Булатов. – Оренбург : ГОУ ВПО ОГУ, 2002. - 200 с.
3. ISO 787-1:1982 General methods of test for pigments and extenders – Part 1: Comparison of colour of pigments. Committee: ISO/TC 256, Edition: 1, Publication date: 1982-11-01. – 12 p.

References

1. Sposib viznachennya i reestratsiyi koloru ta rozmiriv ushkodzen v sudovo-medichnih doslidzhennyah / [V. G. Petruk, O. I. Mokanyuk; O. E. Kvaternyuk ta in.]// Pat. 70759 UKRAINA MPK7 G01N 21/21 / zayavl. 05.12.2011; opubl. 25.06.2012; Byul. № 12. – 6 p.
2. Bulatov V. N. Elementy i uzly informatsionnyih i upravlyayuschih sistem (osnovy teorii i sinteza): Uchebnoe posobie / V. N. Bulatov. – Orenburg : GOU VPO OGU, 2002. - 200 p.
3. ISO 787-1:1982 General methods of test for pigments and extenders – Part 1: Comparison of colour of pigments. Committee: ISO/TC 256, Edition: 1, Publication date: 1982-11-01. – 12 p.

Рецензія/Peer review : 3.5.2015 р. Надрукована/Printed : 21.6.2015 р.
Стаття рецензована редакційною колегією

УДК 621.3.083

М.В. СІКОРСЬКИЙ, А.О. СОРОКА; В.С. МОСІЙЧУК, О.Б. ШАРПАН
Національний технічний університет України «Київський Політехнічний Інститут»

БАГАТОКАНАЛЬНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

У роботі представлена система завадостійкого вимірювання артеріального тиску тахоосцилографічним і осцилометричним методами. Приведені результати експериментальних досліджень точності вимірювань параметрів артеріального тиску цією системою.

Ключові слова: артеріальний тиск, фотоплетизмографія, кореляційна функція, тахоосцилографічний метод, осцилометричний метод.

M. V. SIKORSKYI, A. O. SOROKA, V. S. MOSIYCHUK, O. B. SHARPAN
National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»

MULTICHANNEL BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM

Introduction. The oscillometric method with reference channel for increase the reliability of measurements of blood pressure is described. Realization of tachooscillographic and oscillometric blood pressure measurement methods in a single blood pressure measurement device. The system of blood pressure by tachooscillographic and oscillometric methods at the same time in a single device is described. Signal processing. The implementation of oscillometric blood pressure measurement method in automated blood pressure measurement system, which was developed during reaserch, is described. Experiment. The purpose of experiment is to compare the results obtained simultaneously by tachooscillographic and oscillometric methods with etalon method (auscultative). Research results. Experiment shows that deviation of results obtained by tachooscillographic and oscillometric methods from results of traditional blood pressure measurements (auscultative) don't exceed 3 mmHg. The problem of overstatement results of systolic blood pressure by tachooscillographic method is explained. Conclusion. In hospital conditions measurements which carried out synchronically by three methods, that realized in one measurement system, the accuracy of results is approximately same. However, considering the features of signals formation according to which the estimation of parameters of systolic and diastolic pressure is performed, we can claim that with ambulatory conditions (existence of actuated artifacts, cases of permanent tone) results of oscillometric method with reference channel will be more accurate than results of tacho-oscillographic method.

Keywords: blood pressure, photoplethysmography, correlation function, tachooscillographic method, oscillometric method.

Вступ

Визначення та моніторинг артеріального тиску (АТ) вважаються основними превентивними заходами, які попереджують ризик появи та розвитку серцево-судинних захворювань та допомагають уникнути фатальних наслідків цих захворювань, які є причиною передчасної смерті більше, ніж у 60% випадків [1]. Артеріальний тиск є одним із показників функціонального стану організму загалом та