

УДК 615.844+621.387

О. Л. Коренівська, к.т.н., доцент,
Житомирський державний технологічний університет
вул. Черняхівського, буд. 103, м. Житомир, 10003, Україна
niki80@rambler.ru

АНАЛІЗ ПОХИБОК ПРИЛАДУ ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ЛЕГКИХ АЕРОІОНІВ

Стаття присвячена аналізу похибок вимірювання розробленим автором приладом вимірювання концентрації легких аероіонів. У статті ґрунтовно розглянуто та пораховано всі складові інструментальної похибки розробленого приладу і визначено загальну інструментальну похибку. Описано можливі складові методичної похибки, шляхи їх усунення та оцінено внесок кожної складової в сукупну похибку вимірювання.

Наведено основні технічні показники розробленого приладу, проведено порівняльну характеристику розробленого приладу з відомими лічильниками аероіонів, яка показала, що розроблений прилад забезпечує похибку вимірювання, значно нижчу (5%) за аналоги, разом з тим має ширший діапазон вимірювання, забезпечує можливість вимірювання в певній точці простору, збільшення чутливості системи до 100 іон/см³ при собівартості розробки не більше 1000 грн., у той час як аналоги коштують більше 1000 доларів. Доведено актуальність використання розробленого лічильника аероіонів для контролю за рівнем концентрації легких іонів повітря в зоні впливу на пацієнта.

Ключові слова: аероіонотерапія, легкі аероіони, концентрація аероіонів, лічильник аероіонів, похибка вимірювання.

Вступ. Клінічні спостереження, проведені лікарями та науковцями країн СНД та Європи, довели позитивний результат використання аероіонів при лікуванні хвороб серцево-судинної системи, гіпертонічної хвороби, стенокардії, початкових стадій туберкульозу легень, захворювань верхніх дихальних шляхів, нервової системи, виразкової хвороби шлунку та дванадцятипалої кишки, алергічних захворювань, бронхіальної астми, шкірних захворювань, ран, виразок, опіків, швидкої втомлюваності, роздратованості та ін. Також було підтверджено, що під впливом аероіонотерапії змінюється функціональний стан організму, підвищується стійкість організму до несприятливого впливу, стимулюється робота імунної, серцево-судинної, нервової систем, покращується самопочуття, розумова й фізична працездатність, підвищується стійкість організму до дії різних ендо- і екзогенних чинників та ін. [1, 2].

Постановка проблеми. Сфера практичного застосування аероіонотерапії вказує на те, що розробка нових технологій для профілактики та коригуючої дії на функціональний стан організму є прогресивним напрямком сучасної електроніки. На сьогоднішній день ринок перенасичений приладами для штучної аероіонізації, які пропонуються для використання в побуті для профілактики захворювань

та оздоровлення навколишнього повітря, які є простими у налаштуванні та використанні і не потребують будь-яких спеціальних навичок роботи з ними [3, 4]. У той же час аналіз цих пропозицій ринку показав, що ці прилади не дають змоги встановлювати необхідну концентрацію генерованих аероіонів та навіть не налаштовані на певний рівень генерації. В паспортних даних всіх апаратів вказується лише діапазон утворення іонів на певній відстані, що не дозволяє визначити вплив конкретної дози на функціональний стан людини, тому ефективність їх застосування в побуті не підтверджена, а використання в медичній практиці взагалі неможливе. Тому питання створення апаратури для аероіонізації з можливістю встановлення та зміни дози аероіонів є актуальним. Для його реалізації необхідне створення спеціалізованої вимірювальної техніки. Існуючі методи виміру концентрації аероіонів є недосконалими та мають значні похибки вимірювань [4]. На сьогодні відомо всього кілька компактних приладів для вимірювання концентрації аероіонів, які випускаються промисловістю. Всі вони реалізують аспіраційний метод вимірювання. В усіх існуючих приладах спостерігається висока похибка вимірювання (до 40%), вони не дозволяють проводити вимірювання та визначати концентрацію аероіонів в даній точці поля.

Автором проведено удосконалення методу відкритого колектора та розроблено прилад для вимірювання концентрації легких аероіонів, який пропонується для використання в медичній практиці і може бути основою для розробки нової техніки для дозованої аероіонізації [5].

Метою роботи є розкриття можливостей методу та приладу для вимірювання концентрації легких аероіонів і аналіз метрологічних характеристик розробленого приладу.

Основна частина. Оскільки при вимірюванні будь-якої фізичної величини виникає розбіжність між її істинним значенням та вимірним, тобто виникає похибка вимірювання, а кінцевий результат повинен враховувати відхилення вимірюваного значення величини від істинного значення величини в абсолютних одиницях або відсотках, то необхідно оцінити причини виникнення похибок та їх загальний вплив на результат вимірювання. За причиною виникнення похибки можуть бути обу-

мовлені недосконалістю методики вимірювання – методичні, недосконалістю інструментів вимірювання – інструментальні та спричинені особливостями сприйняття інформації людиною-оператором, яка проводить вимірювання. За появою похибки поділяються на систематичні та раптові. Для оцінювання систематичної похибки приладу вимірювання концентрації легких аероіонів під час аероіонотерапії визначимо похибки, які виникають при проходженні сигналу по складових елементах вимірюваного каналу, а саме, похибки, які вносить первинний вимірювальний перетворювач при перетворенні вхідної величини в електричний сигнал, власні шуми вторинного вимірювального перетворювача, похибку інтегрування, похибку представлення результату вимірювання приладами індикації та похибку, обумовлену недосконалістю радіоелектронних елементів.

На рис. 1 наведено електричну принципову схему розробленого приладу [5].

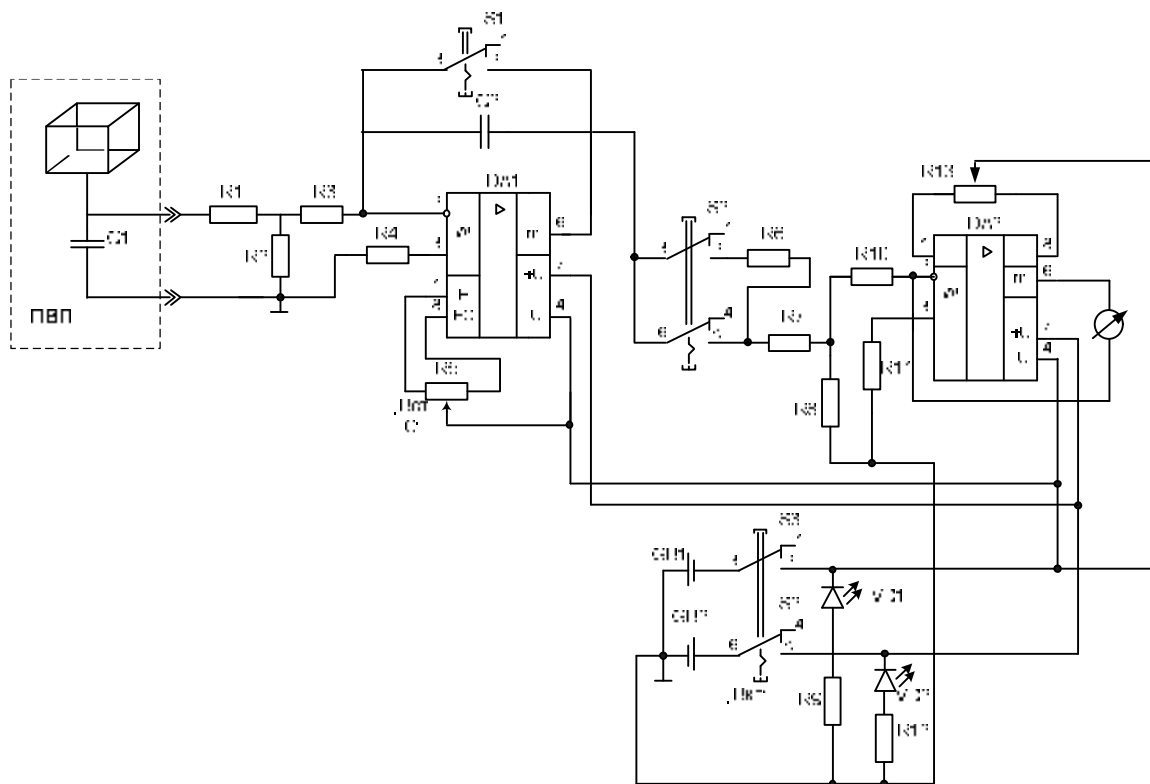


Рис. 1. Принципова схема лічильника аероіонів з аналоговою індикацією

Визначимо статичні метрологічні характеристики розробленого приладу, для цього складемо його функцію перетворення [6, 7], яку можна представити виразом

$$\alpha = S_{МВІ} \frac{n \cdot e \cdot t_{вим} \cdot K_{он} (R_8 \cdot R_3)}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1) (R_{вл} + R_{10})}$$

де α – кут відхилення стрілки індикатора магнітоелектричного вимірювального пристрою (МВІ); $R_{вл}$ – власний опір МВІ; R_n – опір блоку вибору діапазону; $S_{МВІ}$ – чутливість МВІ; $K_{он}$ – коефіцієнт підсилення інте-

графора; $t_{вим}$ – час вимірювання; C_1 – ємність накопичувального конденсатора; C_2 – ємність конденсатора інтегратора; n – концентрація аероіонів, e – заряд електрона.

Для дослідження статичних метрологічних характеристик розкладемо функцію перетворення у ряд Тейлора [6, 7]

$$y = y_0 + \frac{\partial y}{\partial x} x + \frac{1}{2} \frac{\partial^2 y}{\partial x^2} x^2 + \frac{1}{6} \frac{\partial^3 y}{\partial x^3} x^3 + \dots + \frac{\partial^2 y}{\partial x \partial f} x \cdot \Delta f + \frac{\partial y}{\partial f} \Delta f + \frac{1}{2} \frac{\partial^2 y}{\partial f^2} \Delta f^2 + \dots,$$

де y – вихідний параметр; x – вхідний параметр; f – впливаючий параметр.

За попередньою формулою

$$\frac{\partial \alpha}{\partial n} = S_{МВП} \frac{e \cdot t_{вим} \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1) (R_{вл} + R_{10})} \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})} -$$

чутливість засобу вимірювання, яка становить $1,9 \cdot 10^{-7} \text{ В} \cdot \text{см}^3/\text{іон}$;

$$\frac{1}{2} \frac{\partial^2 \alpha}{\partial n^2} = 0 - \text{зміна чутливості};$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t_{вим}} = S_{МВП} \frac{n \cdot e \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1) (R_{вл} + R_{10})} \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})};$$

$$\frac{1}{2} \frac{\partial^2 \alpha}{\partial t_{вим}^2} = 0 - \text{коефіцієнти впливу часу}$$

вимірювання на вихідний параметр засобу вимірювання;

$$\frac{\partial^2 \alpha}{\partial n \partial t_{вим}} = S_{МВП} \frac{e \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1) (R_{вл} + R_{10})} \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})} -$$

коефіцієнт впливу часу вимірювання та концентрації аероіонів на номінальну чутливість засобу вимірювання.

Тоді розкладена функція перетворення набуде вигляду:

$$\begin{aligned} \alpha &= S_{МВП} \frac{e \cdot n \cdot t_{вим} \cdot K_{он}}{C_1 R_1 C_2} \frac{1}{(R_{вл} + R_n)} + \\ &+ S_{МВП} \frac{n \cdot e \cdot K_{он}}{C_1 R_1 C_2} \frac{1}{(R_{вл} + R_n)} \cdot \Delta t_{вим} + \\ &+ S_{МВП} \frac{e \cdot K_{он}}{C_1 R_1 C_2} \frac{1}{(R_{вл} + R_n)} \cdot n \cdot \Delta t_{вим} = \\ &= S_{МВП} \frac{e \cdot K_{он}}{C_1 R_1 C_2} \frac{1}{(R_{вл} + R_n)} \cdot n(t + 2 \cdot \Delta t_{вим}). \end{aligned}$$

Номінальна функція перетворення

$$\alpha_n = S_{МВП} \frac{n \cdot e \cdot t_{вим} \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1) (R_{вл} + R_{10})} \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})}.$$

Похибка нелінійності номінальної функції перетворення дорівнює нулю.

Мультиплікативна похибка перетворення визначається як

$$\Delta \alpha_m = S_{МВП} \frac{e \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1)} \times \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})} \cdot n \cdot \Delta t_{вим}.$$

Аддитивна похибка перетворення

$$\Delta \alpha_a = S_{МВП} \frac{e \cdot K_{он}}{C_1 R_2 C_2 (R_3 + R_1)} \times \frac{(R_8 \cdot R_3)}{(R_{вл} + R_{10})} \cdot n \cdot \Delta t_{вим}.$$

Інструментальна похибка розробленого приладу визначається похибкою вимірювального конденсатора, похибкою вимірювального перетворювача та індикатора заряду [8]. Для точного подання результатів вимірювань необхідно враховувати похибку, обумовлену переходом від площі приймального електрода до об'єму δ_V , яка для об'єму, рівного 125 см^3 , становить $0,8\%$, для об'єму в 250 см^3 – $0,4\%$ і зменшується зі зростанням розмірів приймального електрода [5].

При накопиченні заряду на приймальному електроді може виникнути похибка вимірювання струму через обмежений розмір площини приймального електрода, яка становить $\delta_I = \frac{h}{\sqrt{(R^2 + h^2)}}$. Ця похибка залежить

від розмірів ПВП та не перевищує 1% . Інструментальну похибку інтегратора визначимо шляхом розкладання вихідної напруги мікросхеми у ряд Тейлора:

$$\begin{aligned} U_{вих} &= \left(1 - 1 + \frac{t}{T} - \frac{t^2}{2T^2} + \frac{t^3}{6T^3} - \dots \right) U_{вх} = \\ &= U_{вх} \frac{t}{T} - U_{вх} \frac{t^2}{2T^2} + U_{вх} \frac{t^3}{6T^3} - \dots = \\ &= U'_{вих} - U''_{вих} + U'''_{вих} - \dots \end{aligned}$$

Перша складова $U'_{вих}$ виразу є величиною, пропорційною інтегралу вхідної напруги

$U_{вх}$, тобто $U'_{вих} = \int_0^t U_{вх} dt$, та є вихідною напругою ідеального інтегратора. При $U_{вх} = 1(t)$

$U'_{вих} = U_{вх} t$. Відповідно $U_{вих} = \frac{1}{T} U_{вх} t$. Сума

другого та інших членів виразу є абсолютною похибкою інтегрування Δi . Третім та наступними членами за величиною можна знехтувати. Тоді

$$U''_{вих} = \frac{t^2}{2T^2} U_{ex} = \Delta i.$$

Відносна похибка нелінійності інтегрування у відсотках може бути визначена як відношення абсолютної похибки до інтегралу вхідної напруги [8]

$$\varepsilon = \frac{U''_{вих}}{U'_{вих}} 100, \text{ або}$$

$$\varepsilon = \frac{U_{ex} \frac{t^2}{2T^2 \cdot K_{on}^2}}{U_{ex} \frac{t}{T \cdot K_{on}}} 100 = 50 \frac{t}{RC \cdot K_{on}}.$$

Для розробленого приладу з параметрами $R_3 = 10$ кОм, $C_2 = 1$ мкФ, $t = 0,2$ с відносна похибка нелінійності інтегрування $\varepsilon(\%) = 0,2$ % і є мультиплікативною похибкою.

Похибка нелінійності частотних характеристик інтегратора визначається як [5]

$$\delta_{л2} = \frac{100 \cdot f_{зр}}{f} \%,$$

де $f_{зр}$ – частота зрізу інтегратора, яка за параметрами становить 16 Гц.

$$\delta_{л2} = \frac{100 \cdot 16}{2 \cdot 10^6} = 0,0008\%.$$

Сумарна похибка нелінійності інтегратора [5] дорівнює

$$\delta_{л} = \varepsilon + \delta_{л2} = 0,2 + 0,0008 = 0,2008\%.$$

Похибка некомпенсації інтегратора [5] визначається за формулою

$$\delta_{нк} = 100/(1 + K_{оп}\beta) = 100/(1 + 5000 \cdot 1) = 0,019\%,$$

де β – коефіцієнт зворотного зв'язку.

Синфазна завада інтегратора вносить похибку, яка виникає внаслідок неточності резисторів і конденсаторів, що використовуються [5]:

$$\delta_{cc} = 10^{-mcc/20}. 100 = 10^{-70/20} \cdot 100 = 0,0316\%.$$

У приладі використані резистори з допуском по опорі 0,05% і температурним коефіцієнтом по опорі $TКC = 5 \cdot 10^{-6} 1/^\circ C$. Допуск по ємності конденсаторів становить 0,01 %, а їх температурний коефіцієнт по ємності $TКЄC = 0,33 \cdot 10^{-6} 1/^\circ C$, тоді відносну похибку неточності елементів при зміні температури ΔT на $5^\circ C$ визначимо як

$$\delta_R = 5 \cdot (\delta_R + TКC \cdot \Delta T \cdot 100)\% = 5(0,05 + 5 \cdot 10^{-6} \cdot 5 \cdot 100) = 0,2625\%,$$

$$\delta_C = 2 \cdot (\delta_C + TКЄC \cdot \Delta T \cdot 100) = 2 \cdot (0,01 + 10^{-6} \cdot 5 \cdot 100) = 0,23\%.$$

Операційний підсилювач блоку вибору діапазону вносить похибку некомпенсації:

$$\delta_{нк} = 100/(1 + K_{оп}\beta) = 100/(1 + 20000 \cdot 1) = 0,00499\%.$$

Синфазна завада вносить похибку

$$\delta_{cc} = 10^{-mcc/20}. 100 = 10^{-70/20} \cdot 100 = 0,0316\%.$$

Сумарну мультиплікативну похибку знайдемо як суму всіх складових мультиплікативних похибок

$$\delta_m = \delta_{л} + \delta_R + \delta_C + \delta_{cc} + \delta_{нк} = 0,2008 + 0,2625 + 0,23 + 0,00499 + 0,01099 + 0,0316 + 0,0316 = 0,6683\%.$$

До адитивних похибок відносяться похибки, викликані неідеальністю джерела живлення мікросхем, та похибки, викликані дрейфом нуля підсилювачів. Похибка дрейфу нуля підсилювачів при зміні температури на $5^\circ C$ визначається за формулою [5]

$$\delta_{ТКe0} = TКe0 \cdot \Delta T \cdot 100/U_{вх.макс}.$$

Для інтегратора вона становитиме

$$\delta_{ТКe0} = 50 \cdot 10^{-6} \cdot 5 \cdot 100/1 = 0,025\%,$$

для підсилювача блоку вибору діапазонів

$$\delta_{ТКe0} = 1,3 \cdot 10^{-6} \cdot 5 \cdot 100/1 = 0,00065\%.$$

Адитивна похибка, викликана неідеальністю джерела живлення, дорівнює

$$\delta_{КВНПе0} = КВНПе0 \cdot \Delta E_{пит} \cdot 100/U_{вх} = 300 \cdot 10^{-6} \cdot 0,5 \cdot 100/1 = 0,015\%.$$

Сумарна адитивна похибка вимірювання приладу дорівнює сумі усіх складових адитивної похибки

$$\delta_{ад} = \delta_{ТКe0} + \delta_{КВНПе0} = 0,0025 + 0,00062 + 0,015 + 0,015 = 0,0325\%.$$

На результати вимірювань також має вплив похибка від неідентичності перемикачів, яка визначається за формулою

$$\delta_n = \frac{(\Delta r_{k2} + \Delta r_{k1})}{R_{вл}},$$

де Δr_{k2} і Δr_{k1} – зміни опорів замкнутих ключів під дією зовнішніх факторів.

У приладі використано аналогові ключі типу П2К, для яких $(\Delta r_{k2} - \Delta r_{k1}) \approx 10$ Ом, звідси

$$\delta_n = \frac{10 \cdot 100}{10000} = 0,1\%.$$

Також слід врахувати наведену похибку магнітоелектричної системи, яка визначається класом точності [9] і становить 0,5, тоді основна допустима похибка цього приладу становитиме

$$\Delta_u = \frac{\delta_{np} N_u}{100} = \frac{0,5 \cdot 100}{100} = 0,5,$$

де N_u – нормуюче значення вимірювача, для приладів з нулем у середині шкали нормуючим значенням є повний діапазон вимірювання; δ_{np} – наведена похибка вимірювального пристрою.

Результуюча похибка складається із суми усіх похибок і становить

$$\delta = \delta_I + \delta_V + \delta_m + \delta_{ad} + \delta_n + \Delta_u = 1 + 0,8 + 0,6683 + 0,0325 + 0,1 + 0,5 = 3\%.$$

Одночасно з інструментальними похибками на результати вимірювання мають вплив методичні похибки, обумовлені недосконалістю методу вимірювання. Виділимо основні з них [5]:

1. Нестабільність електричного поля, наявність конвективних потоків обумовлені нестабільністю джерела напруги іонізації, переміщенням під час вимірювання навколо провідних і діелектричних предметів, за умови, що вони впливали раніше на створення поля. Виникнення протягів може призвести до зміни форми поля і концентрації аероіонів. Зменшити цю похибку можна зменшенням часу вимірювання і застосуванням методів фільтрації та обробки низького сигналу іонного струму. Спрогнозувати значення цієї похиб-

ки важко, вона може змінюватися залежно від зміни умов.

2. Вплив просторового заряду має значення на невеликих відстанях від джерела іонізації. На відстанях вимірювання, більших 0,5 м, вплив об'ємного заряду на результати вимірювання є мінімальним і ним можна знехтувати, оскільки поле однорідне.

3. Вплив позитивних аероіонів на результат вимірювання при уніполярній аероіонізації обумовлений впливом існування позитивного аероіонного фону, який становить 500 іон/см³. Оскільки рухливість від'ємних аероіонів більша на 30% рухливості додатних іонів, то вплив природного фону на результати спостерігається при концентраціях, менших 1000 іон/см³, і становить $\delta_{ion} = 0,35$ ум.од. [10].

4. Дослідження впливу середніх та важких аероіонів на сумарну електропровідність повітря становить 0,5% для чистих приміщень [10], 3,5% для відкритих просторів [10] та 5% для брудних приміщень [10].

З урахуванням обох складових похибок (інструментальної та методичної) сукупна похибка вимірювання оцінена на рівні 5% для умов проведення процедур аероіонотерапії в чистих приміщеннях, які є в медичних закладах.

У табл. 1 подано порівняльну характеристику розробленого приладу та лічильників аероіонів відомих фірм, представлених на ринку України [5].

Таблиця 1

Порівняльна характеристика лічильників аероіонів

Модель Характеристики	УТ-9106, Естонія	Сапфир-3К, Росія	Ionometer T-100, Швеція	Сигма 1, Росія	МАС-1, Росія	Air Ion Counter (США)	Розроблений прилад
Метод вимірювання	Аспіраційний	Аспіраційний	Аспіраційний	Аспіраційний	Аспіраційний	Аспіраційний	Відкрит. колектора
Вимірювані аероіони	легкі, середні	легкі	легкі	легкі	легкі	легкі	легкі
Вибір діапазонів рухливості	Є	Відсутня	Відсутня	Є	Відсутня	Відсутня	Відсутня
Вимірювання іонів обох полярностей	-	+	-	+	+	-	Авт. визн. знаку
Діапазон вимірювання, ел.зар/см ³	10-3,16·10 ⁸	200-2·10 ⁵	500-5·10 ⁶	100 - 199999	100-10 ⁶	10-2·10 ⁶	0-125·10 ⁹
Максимальна похибка, %	10	40	5	25	40	25	5
Час прогріву, хв	15	5	5	5	1	1	0
Час встановлення показів, с	30-120	-	180	-	1	20	Не більше 4
Джерело живлення	Мережа, 220 В, 50 Гц	Мережа, 220 В, 50 Гц	Мережа, 230 В, 50 Гц	Мережа, 220 В, 50 Гц	Мережа, 220 В, 50 Гц	Батарея 9 В	Мережа 220 В, батарея 9 В

Аналіз показує, що розроблений прилад вимірювання концентрації легких аероіонів в закритих приміщеннях забезпечує розширення діапазону вимірювань, збільшення чутливості системи до 100 іон/см³, зменшення інструментальної похибки вимірювання до 5%, що у 5-8 разів менше від відомих лічильників аероіонів, собівартість розробки не перевищує 1000 грн, на той час як аналоги коштують близько 1000 доларів, що доводить конкурентоспроможність розробленого приладу та має низку інших переваг, які було описано вище.

Висновок. У статті проаналізовано внесок інструментальної та методичної похибки на результат вимірювання розробленого автором лічильника аероіонів. Очевидно, що більший вплив на точність вимірювання має методична похибка, оскільки інструментальна становила лише 3%. Тому для зменшення методичної похибки необхідно дотримуватися вимог, накладених на цей метод вимірювання, і проводити іонізацію у чистих приміщеннях без істотних конвекційних потоків. Але навіть з максимально можливою методичною похибкою результати вимірювання мають набагато кращу точність, ніж відомі розроблені методи та прилади.

Список літератури

1. Чижевский А. Л. Аэроионификация в народном хозяйстве / А. Л. Чижевский. – М. : Стройиздат, 1989. – 488 с.
2. Скипетров В. П. Аэроионы и жизнь : монография / В. П. Скипетров. – Саранск : Красный октябрь, 1997. – 116 с.
3. Мещеряков А. Ю. Современные средства медико-технического обеспечения мониторинга аэроионного состояния воздуха : обзор / А. Ю. Мещеряков, Ю. А. Федотов, С. В. Колерский // Медицинская техника : науч.-техн. журн. – 2001. – № 2. – С. 49–53.
4. Коренівська О. Л. Методи та апаратура для визначення кількості аероіонів в іонізованому повітрі / О. Л. Коренівська // Вісник ЖДТУ. – 2010. – № II (53). – С. 93–102. – (Серія : Технічні науки).
5. Коренівська О. Л. Метод та прилад для вимірювання концентрації легких аероіонів в біомедичних дослідженнях : дис...канд. техн. наук / О. Л. Коренівська. – Вінниця, 2013. – 165 с.

6. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю : навч. посіб. / Є. Т. Володарський, В. В. Кухарчук, В. О. Поджаренко, Г. Б. Сердюк. – Вінниця : ВДТУ, 2001. – 219 с.
7. Метрологія та вимірювальна техніка : навч. посіб. / В. В. Кухарчук, В. Ю. Кучерук, В. П. Долгополов, Л. В. Грумінська. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2004. – 252 с.
8. Кореновская О. Л. Расчет методической погрешности измерителя концентрации аэроионов / О. Л. Кореновская, П. П. Мартинчук // СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии (КрыМиКо, 2010) : материалы 20-й Междунар. Крымской конф. – Севастополь : Вебер, 2010. – Т. 2. – С. 1153–1154.
9. Метрологія та вимірювальна техніка : підручник / [Є. С. Поліщук, М. М. Дорожовець, В. О. Яцук та ін.; за ред. проф. Є. С. Поліщука]. – Львів : Вид-во «Бескид Біт», 2003. – 544 с. – ISBN 933-96071-8-3.
10. Недобора О. А. Биотехническая система аэроионотерапии с каналом контроля концентрации аэроионов : дисс. на соискание степени канд. техн. наук / О. А. Недобора. – М., 2011. – 177 с.

References

1. Chyzhevskiy, A. L. (1989). Aeroionification in the national economy. Moscow: Strojizdat, 488 p. [in Russian].
2. Skipetrov, V. P. (1997). Air ions and life. Saransk: Krasnyj oktyabr', 116 p. [in Russian].
3. Mescheryakov, A. Yu., Fedotov, Yu. A. Koler'skiy, S. V. (2001). Modern means of medical and logistics monitoring of aeroionic air condition. *Meditinskaya tehnika*, (2), pp. 49–53 [in Russian].
4. Korenivs`ka, O. L. (2010). Methods and apparatus for determining the number of ions in the ionized air. *Visnyk ZHDTU*, (2), pp. 93–102 [in Ukrainian].
5. Korenivs`ka, O. L. (2013). Method and device for measuring the concentration of light ions in biomedical research. Vinnycya, 165 p. [in Ukrainian].

6. Volodarskyj, Ye. T. Kuharchuk, V. V., Podzharenko, V. O. and Serdyuk, G. B. (2001). Software measurement and control. Vinnycya: VDTU, 219 p. [in Ukrainian].
7. Kuharchuk, V. V., Kucheruk, V. Yu., Dolgoplov, V. P. and Grumins`ka, L. V. (2004). Metrology and measuring equipment. Vinnycya: UNIVERSUM-Vinnycya, 252 p. [in Ukrainian].
8. Korenovskaya, O. L. and Martinchuk, P. P. (2010). Calculation of the methodical error of air ions concentration counter. In: *20-th. International Crimean Conference "Microwave equipment and Telecommunicational Technologies"* (KryMiKo'2010). Sevastopol, pp. 1153–1154 [in Russian].
9. Polishhuk, Ye. S., Dorozhovec`, M. M., Yac-zuk, V. O., Van`ko, V. M. and Bojko, T. G. (2003). Metrology and measuring equipment. Lviv: Vyd-vo «Besky`d Bit», 544 p. [in Ukrainian].
10. Nedobora, O. A. (2011). Bioengineering aeroionotherapy system with the channel for control of ions concentration. Moscow, 177 p. [in Russian].

O. L. Korenivska, *Ph.D., associate professor*
Zhitomir State Technological University
Chernyakhovskyy str., 103, Zhitomir, 10003, Ukraine
niki80@rambler.ru

ANALYSIS OF INSTRUMENTAL ERRORS OF MEASURING OF LIGHT AIR IONS CONCENTRATION

Clinical observations have shown that under the influence of aeroionotherapy the change of functional state of an organism increases the body's resistance to adverse effects, stimulates immune system, cardiovascular system, nervous system, improves the health, mental and physical performance, and there are good positive results in the treatment of a number of diseases.

Today the market is oversaturated by devices for artificial air ionization, which are offered for domestic use for the prevention of diseases and the improvement of ambient air that is easy to configure and use and do not require any special skills to work with them. At the same time, the analysis of market proposals has shown that these devices do not allow to set the desired concentration of ions generated, or even are not set to a certain level of generation. The author has carried out the improvement of measurement methods and developed a device for measuring the concentration of light ions, which is offered to be used in medical practice and may be the basis for the development of new equipment for dosage aeroionization.

The purpose of the given work is to analyze metrological descriptions of the developed device for measuring of easy air ions concentration.

To assess systematic error of the device for measuring the concentration of light ions in the aeroionotherapy the errors arising from the passage of the signal on constituent elements of the measured channel, namely, errors which are made by original transmitter when converting the input variable into an electrical signal, intrinsic noise of secondary transmitter, the error of integration, the error of presentation of measurement result by indication devices and the error conditioned by the imperfection of electronic components for the circuit in fig. 1, are determined. In the work the contribution of each component in the overall scheme of instrumental deviation of the device which has been 3% is described and calculated.

Simultaneously with instrumental errors of measurement results methodological errors are caused by imperfections in the measurement method. The main ones are: the instability of electric field, the presence of convective currents, the influence of the space charge, the impact of positive ions, the effect of medium and heavy ions. Taking into account both error components (instrumental and methodological) total measurement error is estimated at 5%, for the conditions of the procedures of aeroionotherapy in clean rooms, which are in health care facilities.

The comparison with analogues shows that the designed device for measuring the concentration of light ions provides enhanced functionality with simultaneous reduction of measurement error 5-8 times from the known ions counters, cost reduction and has several other advantages that proves the competitiveness of the developed device.

The article analyzes the contribution of instrumental and methodological errors in the measurement result of ions counter developed by the author. We can say that methodological error has a greater influence on the measurement accuracy, since instrumental error has been only 3%. So to reduce methodological error it is necessary to comply with the requirements imposed on the method of measurement and to perform the ionization in clean rooms without significant convection currents. But even with the greatest possible methodological error the measurement results have much better accuracy than conventional developed methods and devices.

Keywords: *aeroionotherapy, light air ions, concentration of air ions, ions counter, error of measuring.*

*Рецензенти: О. Б. Шарпан, д.т.н., професор,
В. П. Манойлов, д.т.н., професор*