

УДК 534-8.53

В. Я. Гальченко, д.т.н., професор,
Л. Г. Куницька, к.т.н., старший викладач,
Т. Ю. Кісіль, к.т.н., доцент
Черкаський державний технологічний університет
б-р Шевченка, 460, Черкаси, 18006, Україна

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ РОБОТИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО НЕБУЛАЙЗЕРА ЗА ДОПОМОГОЮ КОНЦЕНТРАЦІЇ АКУСТИЧНОЇ ЕНЕРГІЇ

Нині ультразвукове розпилення визнано одним із кращих способів приготування високодисперсних аерозолів рідин, що не порушують структуру розпорошеної речовини. В ультразвукових небулайзерах використовуються п'єзоелектричні резонансні диспергатори, в більшості випадків з ультразвуковими концентраторами, що працюють на частотах 5-20 кГц, але вони мають ряд недоліків. Основні результати роботи полягають у підвищенні ефективності диспергування рідини в ультразвуковому небулайзері за рахунок застосування ультразвукових концентраторів, акустичних лінз, відбивачів та брейкерів і в атестації аерозолів за допомогою мікроскопічного методу.

Ключові слова: *ультразвуковий небулайзер, п'єзоелектричний диспергатор, концентратор, акустична лінза, відбивач, брейкер, мікроскоп.*

Вступ. Ультразвукові небулайзери призначені для лікування та профілактики захворювань дихальних шляхів і легень аерозолями водних розчинів лікарських засобів. Ці прилади дозволяють розпорошувати лікарські препарати у вигляді дрібнодисперсного аерозолу, який при вдиханні проникає у важкодоступні ділянки легень.

Діаметр бронхів, де розвивається запальний процес, становить всього 1-2 мм, а бронхіол – 0,5 мм. Тому тільки дуже дрібні частинки лікарського препарату (розміром 5-10 мікрон) можуть проникнути в ці відділи дихальних шляхів. Отримати такі мікроскопічні частинки можна за допомогою ультразвукового небулайзера, який за 10-15 хвилин роботи здатний розвинути високу продуктивність і ввести в дихальні шляхи необхідний обсяг лікарського розчину.

При виборі ультразвукового інгалятора необхідно орієнтуватися на три основні моменти:

- конструктивні особливості приладу;
- його продуктивність;
- розмір часток аерозолу, які генеруються.

Рівень ураження дихальних шляхів включає бронхи самого малого калібру – 1-2 мм і менше. Проникнути в них і надати лікувальної дії можуть тільки частинки лікарської речовини діаметром 5-10 мікрон. Тому

найважливішою характеристикою аерозолу є дисперсність – розмір частинок лікарського розчину, який розпорошується. В ідеальному випадку аерозоль, що генерується інгалятором повинен бути монодисперсним, розмір часток якого не має великого розкиду і становить, наприклад, від 5 до 10 мікрон. Якщо дисперсність частинок аерозолу має більший розкид, наприклад від 5 до 30 мікрон, то це, як правило, прилад невисокої якості і надійності.

В даний час для диспергування рідини в ультразвукових небулайзерах використовуються п'єзоелектричні резонансні диспергатори, в більшості випадків з ультразвуковими концентраторами, працюючими на частотах 5-20 кГц. Ці диспергатори мають ряд недоліків. Самі значні із них:

- нестійкий режим роботи, зрив коливань та диспергування;
- порівняно великі розміри частинок розпорошеної рідини завдяки низькій робочій частоті диспергатора, що погіршує лікувальний ефект.

Відомі конструкції диспергаторів (а також небулайзерів на їх основі), що використовують низькочастотні коливання із застосуванням ультразвукових концентраторів, але які працюють дуже ненадійно. Використання сферичного п'єзоелемента, ціна якого перевищує ціну решти частин диспергатора, значно додає вартості небулайзеру.

Мета даної роботи – підвищення ефективності створення аерозолю в диспергаторах за допомогою ультразвукових концентраторів різної конструкції, акустичних лінз, відбивачів та брейкерів, а також дослідження якості аерозолів за допомогою мікроскопічного методу.

Експериментальна частина

1. Вдосконалення конструкції диспергатора. Для усунення вказаних вище недоліків було запропоновано використовувати товщинні моди коливань п'єзоелемента і оригінальний метод концентрації ультразвукової енергії, що полягає в наступному:

– формуючи в п'єзоелементі неоднорідні електричні поля, можна сформувати ультразвукові поля необхідної форми, тобто за допомогою плоского п'єзоелемента створити ультразвуковий концентратор [1];

– збуджуючи коливання на частотах в діапазоні 1-2 МГц, можна одержати стійку диспергацію рідин з дрібними частками, що дасть змогу підсилити лікувальний ефект [3].

Схема, яка пояснює принцип дії інгалятора, показана на рис. 1.

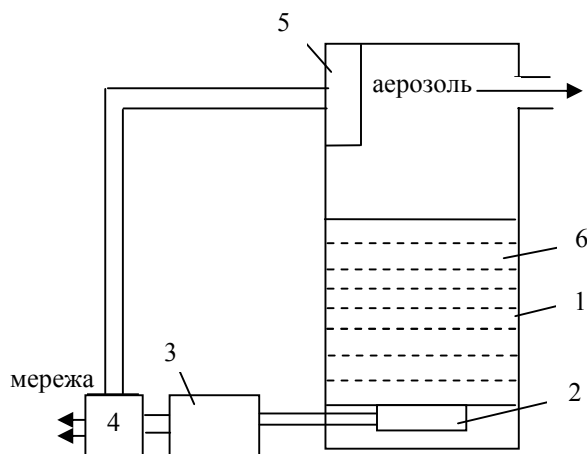


Рис. 1. Схема небулайзера: 1 – корпус; 2 – п'єзоелектричний перетворювач; 3 – електрична схема; 4 – адаптер; 5 – вентилятор; 6 – рідина, яка розпилюється

В корпусі інгалятора розміщується п'єзоелектричний перетворювач 2, який підключений до електричної схеми 3. Схема підключається до джерела постійної напруги 4 (адаптер AC/DC SDK – 0302 – вхід 100-240В перемінної напруги, вихід 12В DC, 1А або 20 МП-24А – вхід 150-250В, вихід 24В, 0,8А). До цього ж джерела підключено і електровентилятор 5. В корпус заливається рідина 6.

Для досліджень був використаний експериментальний зразок диспергатора (рис. 2), в якому збудження ультразвукових коливань відбувається за допомогою п'єзоелемента $\varnothing 2,5$ та товщиною 1 мм, підключеного до схеми автогенератора (частота 1,65 МГц – товщинні коливання) [2].



Рис. 2. Загальний вигляд експериментального зразка диспергатора

Електронна схема в розробленому експериментальному зразку представляє собою автогенератор, зібраний на польовому транзисторі IRF530, в ланцюг позитивного зворотнього зв'язку якого включений п'єзоелемент. Параметри автогенератора підбрані таким чином, що в п'єзоелементі збуджуються коливання по товщині.

Для підвищення ефективності створення аерозолю були використані:

1. *Ультразвукові концентратори* різної конструкції (ступінчаті, конічні) (рис. 3).



Рис. 3. Ультразвукові концентратори

Найкращий ефект, який оцінювався по висоті ультразвукового фонтану при інших рівних умовах, дало використання нової конструкції концентратора – ступінчато-конічного.

2. *Ультразвукові (акустичні) лінзи* (рис. 4):

- сферичні;
- у вигляді напівторіа круглої форми;
- лінзи складної форми та ін.

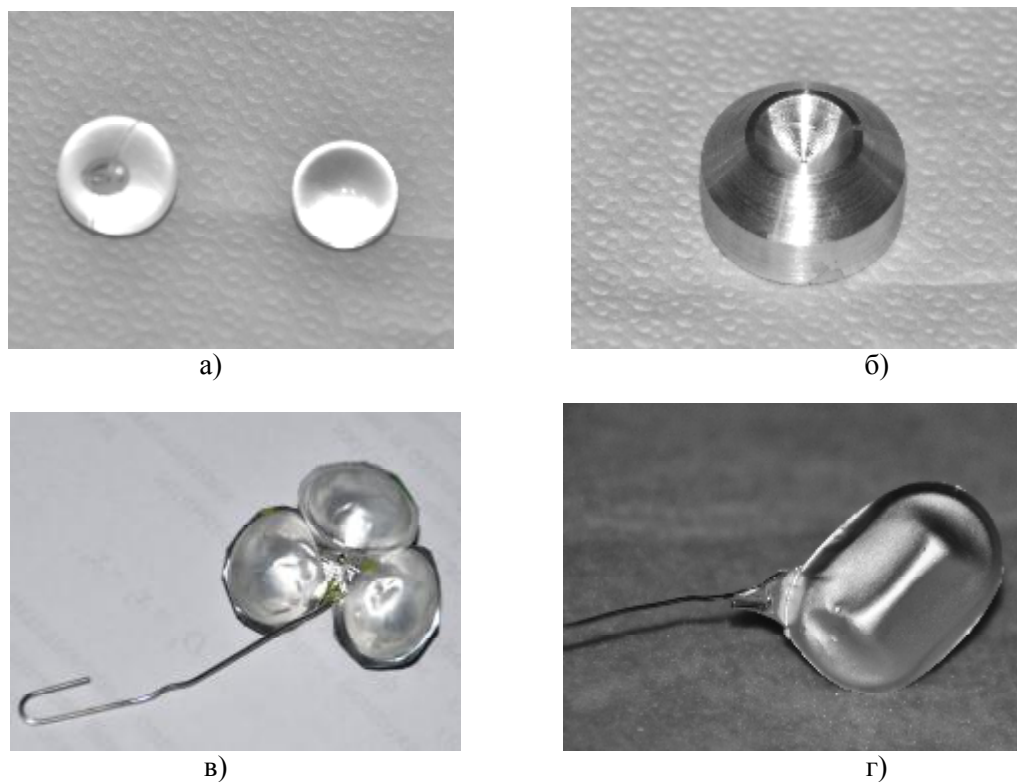


Рис. 4. Акустичні лінзи:

а) сферичні; б) у вигляді напівтороїда V-подібної форми; в) багатоелементна лінза; г) складної форми

Найкращі результати вдалося отримати при застосуванні сферичних лінз, у яких на сферичній поверхні були видавлені додаткові сферичні лінзи меншого діаметра (рис. 5).

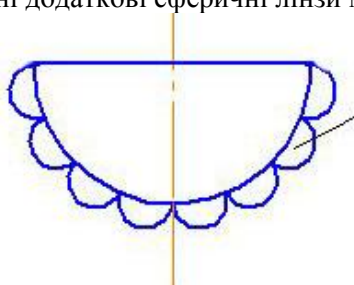


Рис. 5. Сферична акустична лінза з додатковими лінзами меншого діаметра

Як показали експерименти, при роботі диспергатора утворюються: ультразвуковий фонтан, аерозоль, а також краплі рідини (рис. 6).



Рис. 6. Диспергація рідини:

а) з утворенням ультразвукового фонтану; б) з розбиттям ультразвукового фонтану

З проведених експериментів випливає, що в конструкції диспергатора слід передбачити ще два пристрої:

– відбивач, який перешкоджає вильоту крапель рідини і руху ультразвукового фонтану;

– брейкер (розбивач), який розбиває фонтан і крупні краплі.

Більш високу ефективність утворення аерозолу вдалося отримати при застосуванні диспергаторів, схеми конструкцій яких показані на рис. 7 [4, 5].

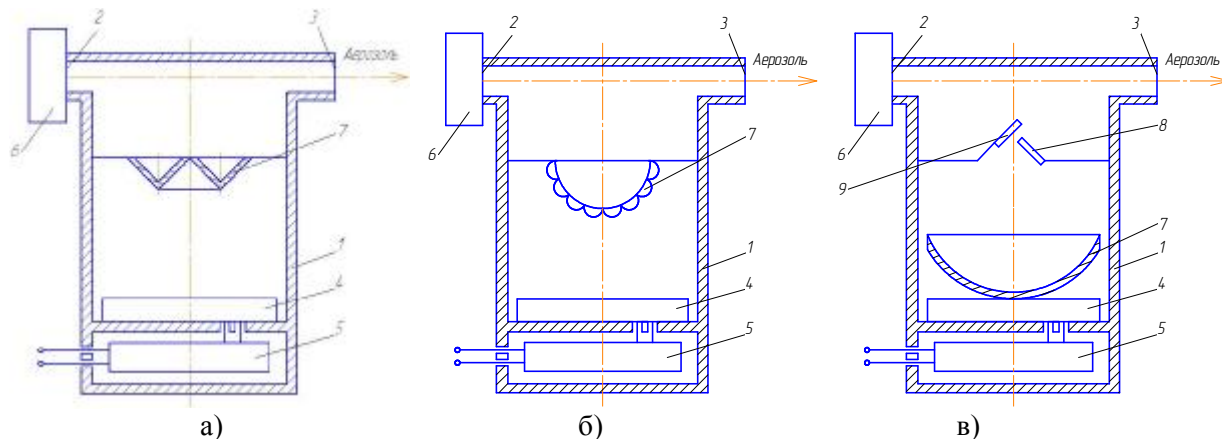


Рис. 7. Схеми конструкцій диспергаторів з акустичною лінзою:

- а) у вигляді напівториїда V-подібного перерізу;
 б) зі сферичною акустичною лінзою і додатковими лінзами;
 в) з акустичною лінзою та брейкерами
 (1 – корпус; 2, 3 – вхідний і вихідний отвори; 4 – п'єзоелемент; 5 – електрична схема;
 6 – вентилятор; 7 – лінза; 8, 9 – брейкери)

2. Мікроскопічний метод атестації аерозолів [6]. Дослідження проводились з аерозолями інгаляційних розчинів, які застосовують при лікуванні хронічних захворювань дихальних шляхів, а саме, Berodual, Ventolin, Bricanyl.

Генеровані за допомогою небулайзера частки лікарських аерозолів, осаджувалися на предметне скло (рис. 8). Експеримент проводився за допомогою апаратного комплексу цифрової мікроскопії, до якого входить: мікроскоп Olympus VX-41; цифровий фотоапарат Olympus C5050Z з п'ятимегапиксельною матрицею; персональний комп'ютер.

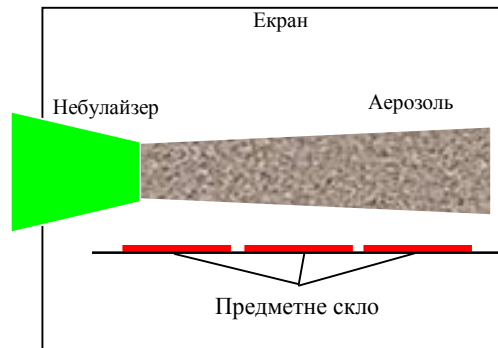


Рис. 8. Схеми експерименту

В результаті досліджень були отримані цифрові зображення осаджених часток аерозолів (рис. 9).

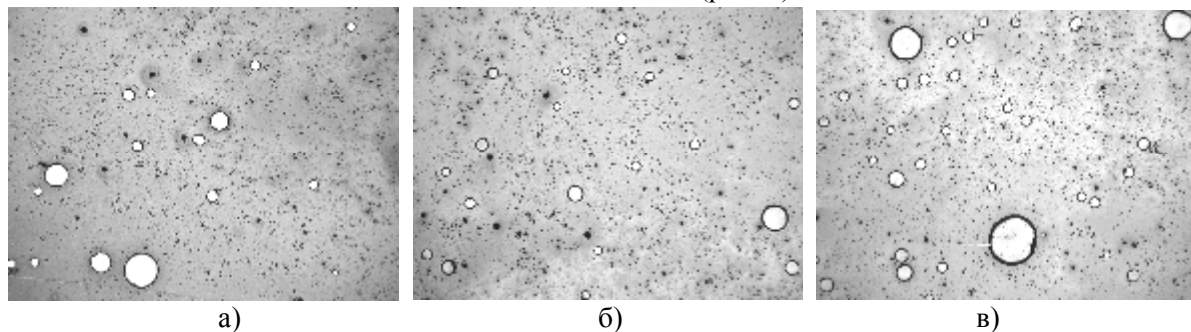


Рис. 9. Цифрові зображення осаджених часток аерозолів: а) Berodual; б) Ventolin; в) Bricanyl

Вимірювання розмірів часток аерозолів було проведено за методикою, яка включає обчислення діаметра Мартіна (d_M), діаметра Ферета (d_F) та діаметра проекції площі часток (d_{PA}) (рис. 10).

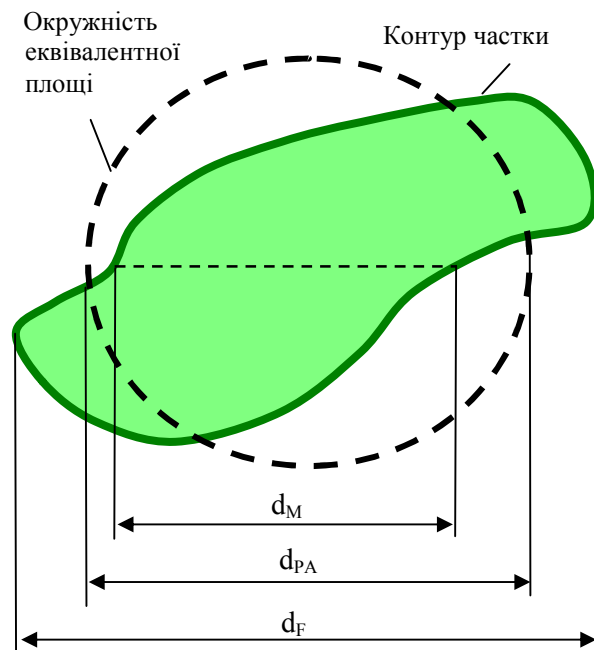


Рис. 10. Еквівалентні розміри нерегулярних часток

Для опису розподілу розміру часток аерозолів найбільш придатні функція розподілу Rosin-Rammler

$$F(D) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{D}{X}\right)^N\right)$$

або ASTM standart E795-92.

Статистичну обробку результатів вимірювань показано на прикладі розподілу часток інгаляційного препарату Berodual, які генеруються небулайзером (рис. 11).

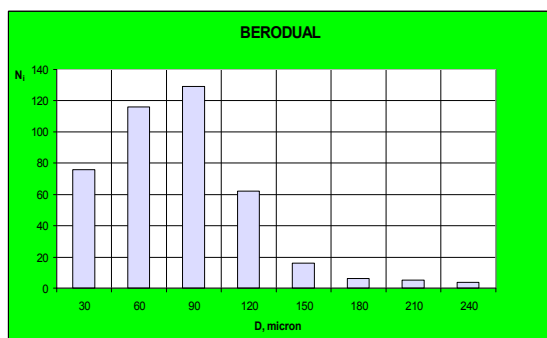


Рис. 11. Діаграма розподілу часток препарату Berodual: (Mean (D) = 38.64 μm ; Stdev (D) = 23.08 μm ; Median (D) = 37.44 μm)

Висновки:

1. Найбільшого підвищення ефективності диспергування рідини в ультразвуковому небулайзері було досягнуто за рахунок застосування:

- ультразвукового концентратора ступінчато-конічної форми;
- акустичної сферичної лінзи, у якій на сферичній поверхні були видавлені додаткові сферичні лінзи меншого діаметра;
- відбивача, який перешкоджає вильоту крапель рідини і руху ультразвукового фонтану;
- брейкера (розбивача), який розбиває фонтан і великі краплі.

2. За допомогою мікроскопічного методу проведена атестація часток аерозолів, які генеруються ультразвуковим небулайзером.

Список літератури

1. Sharapov V. M., Minaev I. G., Sotula Zh. V., Kunitskaya L. G. Piezoelectric electroacoustic transducers. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer Verlag, 2013. 240 p.
2. Шарапов В. М., Сотула Ж. В., Куницкая Л. Г., Базило К. В. Об одном способе создания низкочастотных акустических колебаний с помощью пьезокерамического излучателя. *Вісник Черкаського державного технологічного університету. Серія: Технічні науки.* 2010. № 1.
3. Шарапов В. М. Спосіб створення акустичних коливань за допомогою п'єзоелемента. Патент України № 56930. H04R 17/00. Бюл. 2. 2011.
4. Шарапов В. М. [та ін.]. Ультразвуковий інгалятор. Патент України № 52592 МПК (2009) А61М 15/02 А61М 11/00А61М 11/06 В05В 1/00 опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.
5. Шарапов В. М. [та ін.]. Ультразвуковий інгалятор. Патент України № 52593 МПК (2009) А61М 15/02 А61М 11/00А61М 11/06 В05В 1/00 опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.
6. Плахотник В. Ю., Гальченко В. Я. Исследование аэрозолей лекарственных средств. *Актуальные проблемы биофизической медицины: V междунар. симпозиум.* 17–19 мая. Киев, 2007. С. 135–136.

References

1. Sharapov, V. M., Minaev, I. G., Sotula, Zh. V., Kunitskaya, L. G. (2013) Electroacoustic transducers. Moscow: Technosphaera, 280 p. [in Russian].
2. Sharapov, V. M., Minaev, I. G., Sotula, Zh. V., Bazilo, K. V., Samoilenko, V. V. (2010) About one method of creating low-frequency acoustic oscillations using a piezoceramic radiator. *Visnyk Cherkaskogo derzhavnogo tehnologichnogo universitetu. Seria: Tehnichni nauky*, No. 1 [in Russian].
3. Sharapov, V. M. (2011) A method of creation of ultrasonic vibrations with the help of piezoelectric transformer. Patent of Ukraine No. 56930. Publication [in Ukrainian].
4. Sharapov, V. M. et al. (2010) Ultrasonic inhaler. Patent of Ukraine No. 52592. Publication [in Ukrainian].
5. Sharapov, V. M. et al. (2010) Ultrasonic inhaler. Patent of Ukraine No.52593. Publication [in Ukrainian].
6. Plahotnik, V. Yu., Halchenko, V. Ya. (2007) Research of medicinal aerosols. *Actual problems of biophysical medicine: the V International symposium*, 17–19 May. Kyiv, pp. 135–136 [in Russian].

V. Ya. Halchenko, *Dr.Tech.Sc., professor*,
 L. G. Kynytska, *Ph.D., senior lecturer*,
 T. Yu. Kisil, *Ph.D., associate professor*
 Cherkasy State Technological University
 Shevchenko blvd, 460, Cherkasy, 18006, Ukraine

THE INCREASE OF ULTRASONIC NEBULIZER'S EFFICIENCY WITH THE HELP OF ACOUSTIC ENERGY CONCENTRATION

Ultrasonic dispersion is recognized as one of the best ways to prepare highly dispersed aerosols that do not harm structure of pulverable substance. In ultrasonic nebulizers piezoelectric resonant dispersants are used, in most cases with ultrasonic concentrators, working at frequencies of 5-20 kHz. But they have several drawbacks.

The main results of this work consist in the increase of ultrasonic nebulizer's efficiency by applying ultrasonic hubs, acoustic lenses, reflectors and breakers and in the attestation of aerosols with the help of microscopic method.

Keywords: *ultrasonic nebulizer, piezoelectric dispersant, hub, acoustic lens, reflector, breaker, microscope.*

Статтю представляє В. Я. Гальченко, д.т.н., професор.