

УДК 534.29:551.594.25

М.А. Тимошенко**ДИФФУЗИЯ НАНОЧАСТИЦ ПРИ ПАССИВНОМ КУРЕНИИ**

Рассмотрено диффузионное движение аэрозольных наночастиц. Получено выражение изменения концентрации во времени при движении в пространстве, построены распределения счетной концентрации.

Наночастицы; счетная концентрация; коэффициент диффузии.

М.А. Timoshenko**THE DIFFUSION OF NANOPARTICLES UNDER PASSIVE SMOKING**

The aerosols nanoparticles diffusion motion is considered in the article. The concentration change in time at the space motion formula was found. The counting concentration distribution were made.

Nanoparticles; counting concentration; diffusion constant.

При пассивном и активном курении частицы дыма распространяются в дыхательных путях, оседают на их поверхность.

Дыхательные движения – периодические (вдох-выдох), поэтому можно использовать параметры звукового поля при описании процесса распространения частиц дыма в дыхательных путях человека при активном и пассивном курении.

Частицы дыма относятся к аэрозольным частицам с нано и субмикронными размерами [1]. Рассмотрим диффузию нано- и субмикронных частиц в звуковом поле при спонтанной диффузии и при воздействии звукового поля.

Диффузия описывается параболическим уравнением

$$\frac{1}{D} \frac{\partial n}{\partial t} = \frac{\partial^2 n}{\partial x^2}, \quad (1)$$

где n – счетная концентрация, $1/\text{м}^3$; x – координата, м; t – время, с; D – коэффициент диффузии, $\text{м}^2/\text{с}$.

Коэффициент диффузии D для аэрозольных частиц впервые был получен Эйнштейном [2]. Он приравнял подвижность аэрозольных частиц к коэффициенту диффузии. Их подвижность он определил как отношение скорости аэрозольных частиц к силе сопротивления среды F . В газовых средах эта сила равна стоксовской:

$$F = 6\pi\eta R V, \quad (2)$$

где η – коэффициент динамической вязкости среды, R – радиус частицы, V – скорость обтекания частицы. Таким образом, $D=1/6\pi\eta R$.

Но для субмикронных частиц число соударений молекул среды с частицей с одной стороны и с другой неодинаково – сказывается прерывистость среды [3]. Прерывистость среды для мельчайших частиц учтена Милликемом в виде добавочного коэффициента:

$$1 + \alpha = 1 + A_M \left(\frac{l}{R} \right) + Q_M \left(\frac{l}{R} \right) \exp \left(\frac{-b_M R}{l} \right), \quad (3)$$

где A_M , Q_M , b_M – константы, равные $A_M=1,246$; $Q_M=0,42$; $b_M=0,87$; l – длина свободного пробега молекул среды.

В звуковом поле, особенно при повышенной интенсивности, число Рейнольдса может быть больше единицы. Оно показывает, во сколько раз в уравнении движения Навье-Стокса инерциальный член больше вязкого, и равно

$$Re = \frac{2R|V|}{\nu}, \quad (4)$$

где $\nu = \eta/\rho_c$ – коэффициент кинематической вязкости; ρ_c – плотность среды.

При $Re > 1$ обтекание частицы в звуковом поле становится несимметричным (рис. 1), сказывается инерционность среды – это так называемый осееновский режим отекания. При этом сила сопротивления F отличается от стоксовской, и в итоге меняется коэффициент диффузии D по сравнению с эйнштейновским. Эта особенность – изменение коэффициента диффузии D – учтена в следующем выражении:

$$D = \frac{kT(1+\alpha)}{6\pi\eta R} \left(1 + \frac{3}{16} Re\right)^{-1}, \quad (5)$$

где k – постоянная Больцмана; T – абсолютная температура; $(1+\alpha)$ – поправка Милликена, учитывающая изменение подвижности мельчайших частиц из-за влияния прерывистости среды; R – медианный радиус частиц; Re – число Рейнольдса.

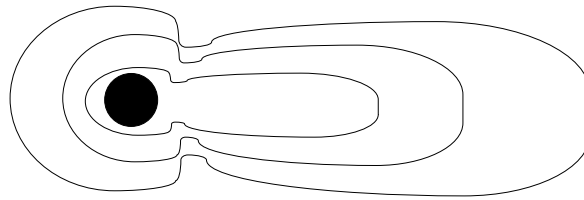


Рис. 1. Поле скоростей среды, возникающее от движения частицы при осееновском обтекании

В выражение для коэффициента диффузии D (5) входят параметры среды (температура, вязкость, плотность), мельчайших частиц и звукового поля (они входят в число Рейнольдса Re).

Рассмотрим диффузию нано- и субмикронных частиц в стационарном и звуковом поле с учетом указанного коэффициента диффузии D в уравнении (1). Для решения уравнения (1) имеем следующие краевые условия:

1) первое граничное условие (у источника):

$$n = n_0, \quad x = 0; \quad (6)$$

2) граничное условие на образце (замкнутая система):

$$\frac{dn}{dx} = 0, \quad x = d; \quad (7)$$

3) начальные условия (в начальный момент времени камера пустая):

$$n = 0, \quad t = 0. \quad (8)$$

Применим к уравнению диффузии (1) и граничным условиям (6 – 8) функциональное преобразование Лапласа:

$$\int_0^{\infty} \frac{1}{D} \frac{\partial n}{\partial t} e^{-st} dt = \int_0^{\infty} \frac{\partial^2 n}{\partial x^2} e^{-st} dt, \quad (9)$$

$$\bar{n}_0 = n_0 \int_0^{\infty} e^{-st} dt = -\frac{n_0}{s} \Big|_0^{\infty} = \frac{n_0}{s}, \quad \frac{d\bar{n}}{dx} = 0, \quad x = d.$$

где $s = \xi + i\eta$ – комплексное число, \bar{n} – изображение функции, n – оригинал (счетная концентрация).

Проинтегрируем обе части уравнения (9) и получим дифференциальное уравнение второго порядка с постоянными коэффициентами:

$$\frac{s}{D} \bar{n} = \frac{d^2 \bar{n}}{dx^2}. \quad (10)$$

Нетрудно получить общее и частное решения уравнения (10), затем, применяя теорему обращения преобразования Лапласа, находим формулу, описывающую динамику заполнения замкнутого объема дымом за счет диффузии:

$$n(x, t) = n_0 \left[1 - \frac{2}{\pi} \sum_{N=1}^{\infty} \frac{\cos \left[\frac{N\pi}{2} \left(1 - \frac{x}{d} \right) \right]}{(-1)^{N+1} N} \right] \cdot e^{-\alpha_N t}, \quad (11)$$

$$\alpha_N = \left(\frac{N\pi}{2d} \right)^2 D.$$

С помощью полученного методом преобразования Лапласа выражения для распределения концентрации аэрозольных частиц (11) сравним степень изменения концентрации наноразмерных аэрозольных частиц в акустическом поле и в статических условиях (стационарном режиме). Для аэрозольных частиц диффузионное движение в акустическом поле заметно отличается от статического движения. Статическое движение характеризуется эйнштейновским коэффициентом диффузии.

На рис. 2 представлены распределения относительной счетной концентрации в зависимости от времени диффузии при наличии акустического поля (семейство кривых 1) и в отсутствие его (семейство кривых 2).

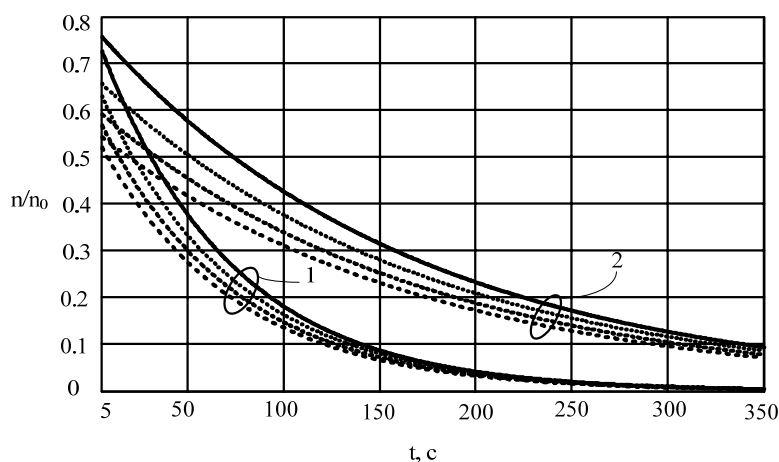


Рис. 2. Распределение относительной счетной концентрации в зависимости от времени диффузии:
1 – при наличии акустического поля; 2 – в статических условиях

Графики построены для разных расстояний от источника дыма. Как видно из графиков, счетная концентрация наноразмерных частиц в звуковом поле убывает со временем быстрее, чем в стационарном режиме.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Тимошенко М.А., Чернов Н.Н. Особенности определения дисперсного состава субмикронных и наночастиц с использованием атомно-силовой микроскопии // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №6 – С. 177–180.
2. Тимошенко В.И., Чернов Н.Н. Взаимодействие и диффузия частиц в звуковом поле. – Ростов-на-Дону: ООО «Ростиздат», 2003. – 304 с.
3. Фукс Н. А. Механика аэрозолей. – М.: Изд-во Академии наук, 1955. – 351 с.

Тимошенко Мария Алексеевна

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: timoshenkomaria@mail.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634)371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, аспирант.

Timoshenko Maria Alexeevna

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.

E-mail: timoshenkomaria@mail.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia, Phone: (8634)371795.

Department of Hydroacoustic and Medical Engineering, post-graduate student.

УДК 534.7, 619:615.83

М.С. Шашкин

КОНТРАСТНЫЕ НАНОАГЕНТЫ В ДИАГНОСТИКЕ КРОВИ

Проводится сравнительная характеристика контрастных агентов, их состава, свойства и клинического применения. Рассмотрен механизм проведения диагностики крови, используя контрастные наноагенты.

Эхоконтрастные агенты; наночастицы; ультразвук.

M.S. Shashkin

CONTRAST NANOAGENTS IN BLOOD DIAGNOSTICS

The comparative characteristics of contrast agents, their structure, property and clinical application is spent. The mechanism of realisation of diagnosis of blood using contrast nanoagenty is considered.

Ehokontrast agents; nanoparticles; ultrasonic sound.

В настоящее время нанотехнологии являются одними из перспективных методов диагностики в медицинской практике. Наноразмерные (100 нм и меньше) частицы могут использоваться в качестве контрастных агентов для медицинской ультразвуковой интроскопии (УЗИ). Их размер идеально подходит для нахождения клеток вне капилляра сосудистой сети, например, раковых клеток. С помощью