

О ПЕРЕНОСЕ ВИРУСОВ АЭРОЗОЛЯМИ

А.Р. Каримов^{1,2}, М.А. Соломатин^{1*}, А.Н. Бочаров²

¹Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ и ²Институт высоких температур РАН, Москва, Россия

*Эл. почта: mis4455@yandex.ru

Статья поступила в редакцию 09.04.2026; принята к печати 12.05.2026

Рассмотрен механизм захвата вирионов заряженными аэрозольными частицами с образованием оболочки из полярных молекул, содержащей потенциально инфекционно значимое число вирионов. Реализация данного механизма предполагает наличие свободных заряженных частиц в среде, содержащей полярные молекулы и биочастицы. Поэтому в диффузном приближении была проведена оценка заряда больших атмосферных ионов, приобретающих заряд в нормальных атмосферных условиях вследствие различий в подвижности электронов и лёгких ионов, что позволило найти распределение заряженных аэрозолей в зависимости от их заряда и характерного размера в приземном слое. Также обсуждается механизм образования заряженных аэрозолей в дыхательных путях в результате развития неустойчивости Кельвина-Гельмгольца в слое слизи, покрывающей поверхность биологических тканей. Проведены грубые оценки образования необходимых ионов в биохимических реакциях на границе раздела биологической ткани и слоя жидкости. Адсорбция полярных молекул к таким ионам рассмотрена в диффузном приближении при учёте только собственного электрического поля ионов, что позволило найти распределение полярных молекул вокруг заряженных аэрозолей.

Ключевые слова: Заряженные аэрозоли, электростатическое взаимодействие, вирионы

ON TRANSFER OF VIRUSES BY AEROSOLS

A.R. Karimov^{1,2}, M.A. Solomatin^{1*}, A.N. Bocharov²

¹National Nuclear Research University (MEPhI) and ²Institute for High Temperatures RAS, Moscow, Russia

*Email: mis4455@yandex.ru

The mechanism of capture of virions by charged aerosol particles resulting in the formation of an envelope comprised of polar molecules containing a potentially infectious number of virions is considered. The operation of this mechanism implies the presence of free charged particles in a medium containing polar molecules and bioparticles. Therefore, a diffuse approximation was used to assess the charge of large atmospheric ions that acquire their charge under normal atmospheric conditions due to differences in electron and light ion mobility. This made it possible to find the distribution of charged aerosols depending on their charge and characteristic size in the ground atmospheric layer. Also discussed is the mechanism for the formation of charged aerosols in the respiratory tract as a result of Kelvin-Helmholtz instability development within the mucus layer covering the surfaces of biological tissues. Rough estimates of the formation of appropriate ions in biochemical reactions at the boundary between the biological tissue and the liquid layer have been made. The adsorption of polar molecules to such ions is considered using the diffuse approximation, taking into account only the own electric field of ions, which allows finding the distribution of polar molecules around charged aerosols.

Keywords: charged aerosols, electrostatic interaction, virions

1. Введение

Аэрозоли, являющиеся неотъемлемой частью атмосферы Земли и дыхательного цикла человека, условно классифицируются по природе их происхождения. Биоаэрозоли образуются при охлаждении и последующей конденсации выдыхаемого воздуха, а также в результате механико-физиологических процессов в дыхательных путях. Наряду с этим аэрозольные частицы могут иметь атмосферное природное или техногенное происхождение. В этом случае ядрами конденсации могут служить как нейтральные, так и заряженные микрочастицы, а также продукты фотохимических и гетерогенных реакций в атмосфере [9, 13, 23, 30].

Независимо от происхождения, размеры аэрозольных частиц меняются в широком диапазоне (рис. 1), поэтому такие частицы могут оседать в разных частях дыхательной системы человека (рис. 2), где будет происходить их взаимодействие с окружающей биологической средой, состоящей из различных биологических макромолекул. Это особенно важно, поскольку вирионы, покидающие инфицированные клетки, в окружающей среде не существуют в виде свободных изолированных частиц. Они, как правило, оказываются включёнными в состав надмолекулярных образований [22, 31, 40].

Например, в зависимости от электрических свойств окружающей среды и аэрозольных частиц за счет

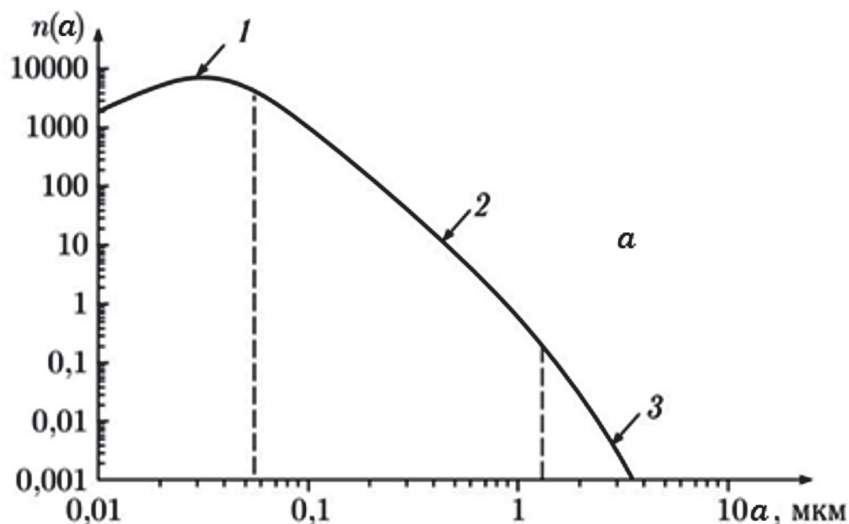


Рис. 1. Распределение аэрозольных частиц в атмосфере: 1 – частица Эйткена; 2 – частицы Юнге; 3 – гигантские частицы.

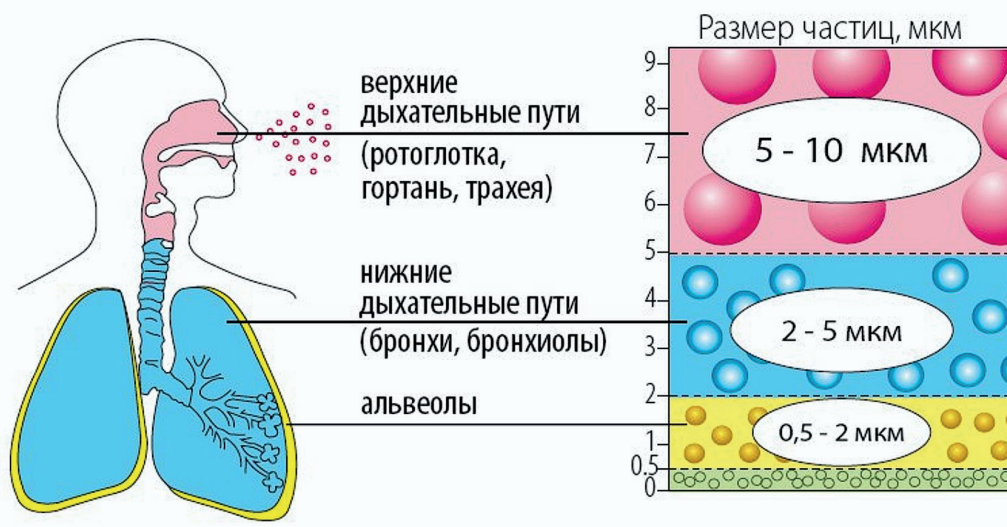


Рис. 2. Аэрозоли в дыхательной системе человека

электростатического притяжения вокруг аэрозоля может формироваться слой полярных молекул, включающий некоторое число вирионов. Сформированные таким образом частицы далее будем отождествлять с респираторными частицами, включенными в дыхательный цикл человека, что обеспечивает распространение различных воздушно-капельных инфекций в окружающей среде.

Однако образование респираторной частицы таким путем предполагает наличие в среде подходящих заряженных аэрозольных частиц, способных притянуть и удержать дипольные макромолекулы. Поэтому мы должны рассмотреть механизмы образования заряда у аэрозольных частиц в атмосферных условиях и ды-

хательных путях человека, а затем обсудить механизм захвата дипольных частиц отдельными зарядами. Правда, следует отдавать отчет, что такой электростатический захват является неединственным механизмом формирования подобных надмолекулярных структур.

2. Оценка инфицирующей дозы, переносимой аэрозольной частицей

Согласно последним исследованиям [2, 25], даже один вирион при определенных условиях способен инициировать развитие болезни. Однако вероятность заражения существенно возрастает с увеличением чи-

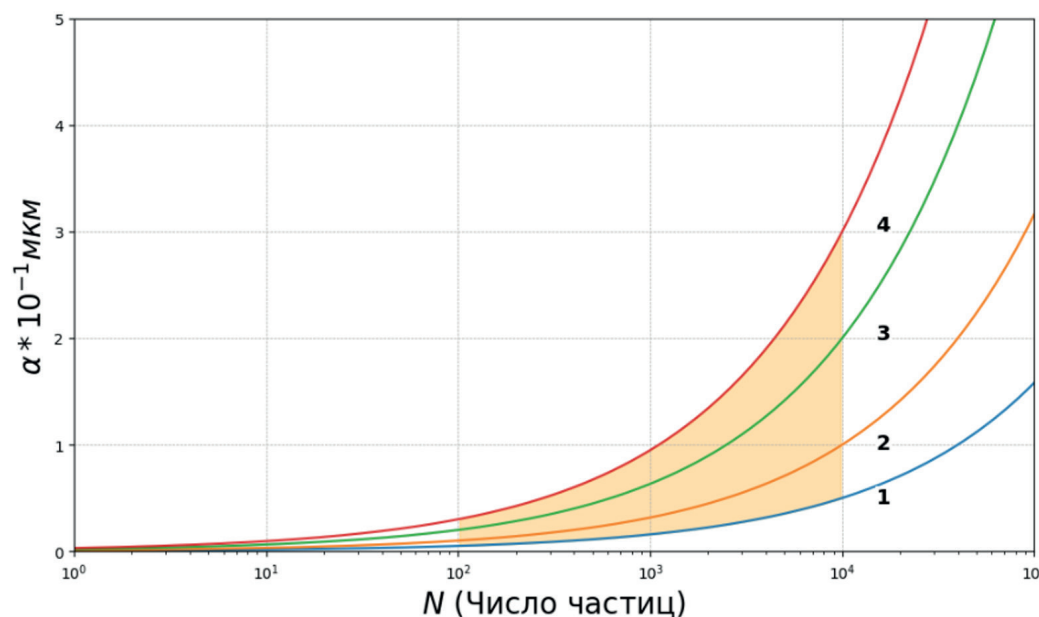


Рис. 3. Область наиболее опасных аэрозолей для различных l_c : кривая 1 отвечает условию $l_c = 50$ нм, 2 – $l_c = 100$ нм, 3 – $l_c = 200$ нм и 4 – $l_c = 300$ нм

сла вирионов, достигших организма восприимчивого хозяина, что определяется состоянием иммунитета и группой крови человека и вирулентностью патогена [2, 4, 25]. Так, считается, что для развития заболевания число вирусов в организме, чувствительных к данному патогену, должно преодолеть порог, называемый минимальной инфицирующей дозой N , которая варьируется в широких пределах для разных заболеваний. Например, для сезонного гриппа она варьируется от 90 до 1950 копий вирусной РНК [35], для SARS-CoV-2 находится в диапазоне от 500 до 3000 [33, 34]. Исходя из этих данных, будем считать, что характерная оценка числа вирионов, соответствующая существенной вероятности заражения для типичных респираторных заболеваний, лежит в диапазоне от 10^2 до 10^4 .

Исходя из этих эмпирических данных для грубых оценок способности аэрозольных частиц нести N вирионов возьмем инфицирующую дозу для типичных респираторных заболеваний из диапазона $10^2 \leq N \leq 10^4$, что будет определять потенциальный инфицирующий эффект

Оценим способность аэрозольных частиц нести N вирионов. Как видно из графика на рис. 1, концентрация аэрозольных частиц существенно зависит от их диаметра a и может изменяться более чем на четыре порядка. При этом типичный размер вируса l_c составляет 50–300 нм, например, для коронавируса SARS-CoV-2 величина l_c составляет около 100 нм. Для простоты оценок далее будем считать, что аэрозольная частица и вирионы имеют сферическую форму. Согласно изопериметрическому неравенству (см. например [24, 37]), именно такого рода геометрические объекты при заданном объеме

имеют минимальную площадь поверхности, то есть такая оценка будет давать представление о максимальном заполнении поверхности аэрозольной частицы, имеющей минимальный характерный размер. Тогда в рамках предельной геометрической оценки будем считать, что проекция вириона на поверхность аэрозольной частицы представляет собой круг, а сами вирусные частицы могут образовывать на этой поверхности только один монослой.

В этом случае уравнение (1) определяет диаметр a аэрозольной частицы, способной разместить N вирионов с диаметром l_c .

$$a = l_c \sqrt{N/2}. \quad (1)$$

Соответствующие зависимости $\alpha = \alpha(N)$ для допустимых l_c приведены на рис. 3. Сопоставляя графики на рис. 1 и 3, приходим к заключению, что единичная аэрозольная частица с $\alpha \geq 0,3$ мкм потенциально может переносить количество вирионов, сопоставимое с характерными оценками инфекционной дозы для большого набора респираторных инфекций. В случае же $\alpha < 0,3$ мкм необходимо анализировать соотношение между N и l_c и размером аэрозольной частицы, чтобы установить возможность переноса частицей необходимой инфицирующей дозы.

При этом следует иметь в виду, что соотношение (1) дает заведомо завышенную оценку по следующим причинам. В реальности на аэрозольную частицу помимо вирионов могут адсорбироваться также различные макромолекулы и компоненты респираторной жидкости, уменьшая доступное место для вирусов. С другой стороны, как будет показано далее, предположение об осаждении в один слой является

излишне жестким, заряженный аэрозоль может удерживать несколько слоев полярных компонентов, однако реальное содержание вирионов будет ограничено конкурирующей адсорбцией и кулоновским экранированием. Тем не менее, данную оценку следует трактовать как предварительную, указывающую только на то, что при определенных условиях даже одна аэрозольная частица, покрытая слоем жидкости, содержащей большое количество вирусных частиц, может рассматриваться как потенциальный переносчик инфекционной дозы.

3. Образование заряда у атмосферных и биологических аэрозолей

В вышеописанных условиях происхождение самой аэрозольной частицы как таковое не имеет никакого значения, то есть частица может попасть в дыхательные пути из атмосферы, либо сформироваться в результате физиологических процессов в организме. Однако представляется необходимым вкратце рассмотреть механизмы образования заряда у атмосферных и биологических аэрозолей, а также зависимость заряда от размера частицы, массы.

Заряженные аэрозольные частицы в атмосфере условно разделяют на два класса: большие ($3 \times 10^{-3} \leq \alpha \leq 5 \times 10^{-2}$ мкм) и легкие ($\alpha \sim 3 \times 10^{-4}$ мкм) ионы, различающиеся подвижностью. Изначально легкие ионы, представляющие собой отдельные молекулы или фрагменты молекул с одним или несколькими элементарными зарядами. В данном случае ионизация атмосферных газов осуществляется космическим излучением, потоками частиц, земной радиацией, а также результатами столкновения падающих тяжелых частиц с неподвижными частицами, например, при столкновении частиц льда с аэрозолями, содержащими жидкую воду, то есть атмосфера Земли представляет собой слабо ионизированный газ, где постоянно идут кинетические процессы нуклеации и роста кластеров, определяющие массовый и зарядовый состав среды [10].

При нормальных атмосферных условиях (плотность воздуха $n = 2,7 \times 10^{19}$ см⁻³) динамика и кинетика аэрозолей будет проходить в диффузном режиме, если число Кнудсена

$$Kn = \lambda/a \ll 1, \quad (2)$$

где: λ – длина свободного пробега при столкновении частицы среды с аэрозолем.

Если α превышает диаметр окружающих частиц, то взяв в формуле $\lambda = (\sigma n)^{-1}$ в качестве сечения столкновения $\sigma = \pi a^2$, получаем из условия (2) оценку, при соблюдении которой реализуется диффузный режим:

$$20a^3 \gg 1, \quad (3)$$

здесь a взято в мкм.

К тому же, согласно зависимостям, представленным на рис. 3, частицы таких размеров представляют наибольшую эпидемиологическую опасность.

В этом случае большие аэрозольные частицы приобретают заряд за счет разной подвижности легких ионов и свободных электронов, присутствующих в ионизированном воздухе. Тогда s -ая компонента потока зарядов q_s в сферической системе координат относительно аэрозоля определяется диффузией в воздухе и дрейфом в электрическом поле

$$\mathbf{E} = \frac{Ze}{\epsilon r^2} \mathbf{e}_r + \mathbf{E}_{out}, \quad (4)$$

создаваемом аэрозолем с зарядом Ze в среде с диэлектрической проницаемостью ϵ , где приближение $\epsilon \approx 1$ применимо только для сухого воздуха, тогда как для вирус-содержащих биоаэрозольных частиц следует использовать эффективную диэлектрическую проницаемость $\epsilon_{eff} > 1$, зависящую от содержания воды, белков, солей и других компонентов респираторной жидкости, и внешним полем \mathbf{E}_{out} , то есть

$$\mathbf{I}_s = 4\pi a^2 q_s D_s \left[\frac{q_s}{kT} n_s \mathbf{E} - \nabla n_s \right], \quad (5)$$

где: q_s , n_s и D_s – заряд, плотность и коэффициент диффузии s -го компонента (здесь индекс $s = e$ относится к электронам, а $s = i$ – к ионам), T – температура среды. Причем внешнее поле \mathbf{E}_{out} в общем случае может иметь как природное происхождение (например, это может быть естественное электрическое поле Земли), так и техногенное.

Рассмотрим наиболее простой случай, когда $\mathbf{E}_{out} = 0$ и n_s зависят только от радиальной координаты. При этом уравнение (5) сведется к

$$I_s = -4\pi a^2 q_s D_s \left[\frac{dn_s}{dr} - \frac{Ze^2 n_s}{Tr^2} \right]. \quad (6)$$

Если пренебречь для простоты плотностью тяжелых ионов и считать, что $n_e \approx n_i$, из условия $I_e = I_i$ следует [7, 26] оценка характерного заряда аэрозоля, приобретаемого в результате кинетических процессов:

$$Z = \frac{akT}{e^2} \ln \left(\frac{D_i}{D_e} \right). \quad (7)$$

Поскольку в нормальных условиях $D_i/D_e = (m_e/m_i)^{3/2} \ll 1$, аэрозольные частицы в основном приобретают отрицательный заряд, растущий с увеличением размера аэрозоля a , что подтверждается наблюдениями за зарядовым составом атмосферных аэрозолей.

В качестве иллюстрации данной особенности оценим Z для типичных атмосферных условий, воспользовавшись справочными данными по соответствующим коэффициентам диффузии [17, 21, 27, 32, 36, 41]. Согласно этим данным при нормальных атмосферных условиях можно положить $D_e \approx 0,2$ м²/с. Коэффициент диффузии D_i определяется достаточно широким спек-

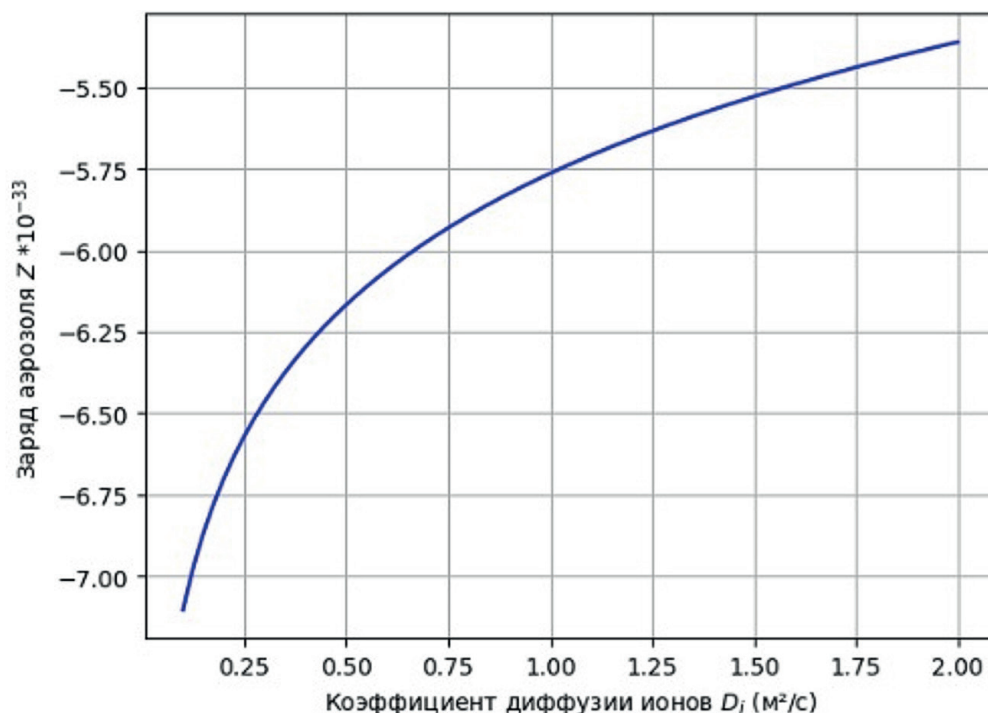


Рис. 4. Зависимость заряда от D_i при фиксированном $D_e \approx 0,2 \text{ м}^2/\text{с}$

тром ионов, присутствующих в воздухе при нормальных условиях: O_2^+ , N_2^+ , H_3O^+ , CO_3^- , наличие воды в атмосфере приводит к образованию гидратированных ионов $H_3O^+ \cdot (H_2O)_n$. Для среды такого состава на рис. 4 приведена зависимость Z , рассчитанная при $T = 300^\circ$

Правда, следует иметь в виду, что такая оценка заряда жидкой аэрозольной частицы по формуле (7) дает завышенное значение Z . Это связано с тем, что в случае жидкой заряженной сферической капли нарушение баланса между силой поверхностного натяжения и внутренними электростатическими силами может вызвать развитие неустойчивости Релея [8], приводящей к фрагментации капли. Чтобы оценить критические значения, при которых происходит деление капли, пренебрегая внутренним и атмосферным давлением, будем считать, что заряды равномерно распределены по поверхности капли. Тогда условие равновесия запишется как

$$\frac{(Z_*e)^2}{8\pi a^4} = \frac{2\sigma}{a}, \quad (8)$$

где: σ – коэффициент поверхностного натяжения, откуда находим критическое значение Z_* :

$$Z_*e = \sqrt{16\pi\sigma a^3}. \quad (9)$$

Если знать зависимость среднего заряда Z аэрозольных частиц от их характерного размера a , можно оценить характерную высоту концентрации заряженных больших аэрозольных частиц, что имеет прин-

ципальное значение для реализации механизма переноса вирусов такими частицами. Поскольку Земля имеет отрицательный заряд, то отрицательные аэрозоли концентрируются на определенной высоте $z = h^*$, определяемой из условия механического равновесия, записанного для простоты в приближении $\nabla p \approx 0$, где p – давление окружающей среды, и при пренебрежении турбулентным перемешиванием, в виде

$$m_a g - ZeE_\oplus = 0, \quad (10)$$

где m_a – масса аэрозольной частицы, рассчитываемая по соотношению $m_a = 4\pi\rho a^3/3$.

Здесь и далее плотность аэрозоля составляет $\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$ при молекулярной массе $\mu_a = 3 \cdot 10^{-26} \text{ кг}$, что соответствует таким биологическим жидкостям, как мокрота, слюна, включая фракцию PM2.5. Собственное поле Земли E_0 оценивается на основе модели «сферического конденсатора», в котором нижний электрод – поверхность Земли, а верхний электрод – верхние слои атмосферы. Причем в нормальных условиях вблизи поверхности Земли электрическое поле составляет $E_0 = -130 \text{ В/м}$ [11, 18, 39]. В отсутствие грозных облаков и тому подобного напряженность электрического поля уменьшается с высотой и обращается в нуль на поверхности верхнего электрода. Для относительно небольшого высотного диапазона, в котором разность плотностей ионов и электронов постоянна и составляет $\delta n \approx 3 \text{ см}^{-3}$ [20], E_\oplus определяется соотношением

$$E_{\oplus} = E_0 \left(1 - \frac{Z}{L}\right), \quad (11)$$

где: величина $L = |E_0|/(4\pi e \delta n)$ представляет собой эффективную высоту атмосферы в используемой модели конденсатора и составляет $L \sim 5$ км.

Тогда из (10) и (11) находим соотношение между равновесной высотой расположения аэрозоля h_* и его характеристиками:

$$h_* = L \left(1 - \frac{m_a g}{ZeE_0}\right).$$

Разрешив это соотношение относительно Ze/μ_a , получим

$$\frac{Ze}{\mu_a} = \frac{g}{E_0} \left(\frac{a}{r_w}\right)^3 \frac{1}{1-\xi'}, \quad (12)$$

где для наглядности введены безразмерная высота $\xi' = h^*/L$ и радиус Вигнера-Зейтца:

$$r_w = \left(\frac{3\mu_a}{4\pi\rho}\right)^{1/3}, \quad (13)$$

характеризующий объем, приходящийся на одну молекулу/атом аэрозольной частицы.

Поскольку с точки зрения переноса вирусов наибольший интерес представляет приземный слой атмосферы $\xi \ll 1$, то (12) удобно переписать в форме

$$\frac{Ze}{\mu_a} \approx \frac{g}{E_0} \left(\frac{a}{r_w}\right)^3 (1 + \xi). \quad (14)$$

явно демонстрирующей связь аэрозольных характеристик с ξ и E_0 .

В частности, данное соотношение показывает, что удержание аэрозолей в электрическом поле Земли возможно только при значительной заряженности, особенно для тяжёлых частиц, и зависит от их химической природы.

По-видимому, респираторные частицы также могут приобретать заряд непосредственно в дыхательных путях, где происходит зарождение самих респираторных частиц при прохождении воздушного потока через трахеи и бронхи, покрытых слизистым секретом, а также в легких больного человека. С физической точки зрения в такой системе образование зарядов может происходить по двум механизмам.

Во-первых, на границе раздела воздушный поток-жидкость может развиться неустойчивость Кельвина-Гельмгольца, которая может привести к отрыву жидкости от поверхности слоя слизи с последующим образованием капель [15, 29]. Характерные размеры образующихся капель a и их заряды задаются колебаниями давления и скорости воздуха в верхних частях дыхательных путей человека, а также толщиной слоя слизи h_s ($h_s \approx 70$ мкм). Следует иметь в виду, что в нормальных условиях толщина слоя слизи варьируется у разных людей и в разных частях дыхательных путей

даже одного и того же человека [14, 40].

Второй механизм обусловлен постоянно идущими биохимическими реакциями на границе раздела биологической ткани со слоем жидкости, что определяет химический и зарядовый состав мокроты. Данный вопрос чрезвычайно сложен и выходит за рамки настоящей работы. Поэтому ограничимся грубым анализом состояния только водной фазы слизистого секрета, неизменно входящей в состав мокроты, поскольку при нормальных условиях молярная доля воды превышает 98% [22]. При этом следует иметь в виду, что часть примесей (~1%) – положительные и отрицательные ионы [31], способные выполнять роль центров притяжения.

При нормальных условиях вода представляет собой слабый электролит, где образование катионов и анионов происходит преимущественно по механизму



когда за счет тепловых колебаний атом водорода, образующий водородную связь, может на мгновение занять промежуточное положение между атомами кислорода. Тогда из такой конфигурации водородной связи с равной вероятностью могут образоваться как исходные молекулы воды, связанные водородными связями, так и два иона, представленных в обратимой реакции (15). Данный процесс приводит к установлению в системе динамического равновесия, определяемого законом действующих масс. Если число диссоциированных молекул мало по сравнению с общим числом молекул, то, если считать концентрацию воды постоянной, условие равновесия удобно представить в виде

$$K_w = [\text{H}_3\text{O}^+][\text{OH}^-], \quad (16)$$

где: здесь $[\text{H}_3\text{O}^+]$ и $[\text{OH}^-]$ - концентрации ионов H_3O^+ и OH^- соответственно, K_w – константа автопротолиза воды.

Воспользовавшись условием электронейтральности среды $[\text{H}_3\text{O}^+] = [\text{OH}^-] = n$, из (16) получаем грубую оценку концентрации ионов:

$$n = \sqrt{K_w}, \quad (17)$$

которая дает представление о порядке концентрации носителей зарядов в слое слизистого секрета. Например, при температуре 37°C, характерной для дыхательных путей, $K_w = 2,5 \cdot 10^{-14}$ моль²/л², что соответствует $n = 1,6 \cdot 10^{-7}$ моль/л или $n = 10^{12}$ см⁻³, а дебаевская длина $\lambda_D = \sqrt{(kT)/(4\pi e^2 n)}$ при данной температуре составляет $\lambda_D = 119$ мкм, то есть $a, h_s \ll \lambda_D$. Это означает, что в слое слизи соблюдаются необходимые условия для образования заряженных частиц, которые могут выступать центрами притяжения частиц с ненулевым дипольным моментом, к числу которых могут относиться вирионы.

4. Осаждение вирионов на большие ионы

Полученные оценки указывают на потенциальную возможность участия как атмосферных заряженных аэрозольных частиц, так и биологических аэрозолей в захвате вирионов, которые для простоты далее будем рассматривать как полярные макромолекулы с дипольным моментом $d \sim q\ell$ (здесь $q\ell$ - эффективный заряд вирусной частицы. В этой связи еще раз подчеркнем, что в такой постановке нет разницы между вирионами и другими полярными молекулами. Поэтому, ограничиваясь рассмотрением осаждения только вирионов на заряженные аэрозоли, мы заведомо усиливаем потенциальный инфекционный эффект, которым может обладать сформированная таким образом респираторная частица.

Тогда при соблюдении условия (3) в случае шаровой симметрии распределение дипольных частиц формируется в результате диффузии и дрейфа в электрическом поле $\mathbf{E} = E(r)\mathbf{e}_r$, созданном неподвижными крупными заряженными аэрозольными частицами. В этом случае плотность n_c определяется уравнением

$$\frac{\partial n_c}{\partial t} = \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} (r^2 j_c), \quad (18)$$

в котором

$$j_c = D_c \left(-\frac{\partial n_c}{\partial r} + \frac{q_c l_c}{T} n_c \frac{\partial E}{\partial r} \right), \quad (19)$$

где: D_c - коэффициент диффузии вириона.

При записи (19) мы также исходили из того, что между коэффициентом диффузии и подвижностью зарядов b_c выполняется соотношение Эйнштейна:

$$b_c = D_c \frac{q_c l_c}{T}. \quad (20)$$

Для определенности рассмотрим динамику вблизи аэрозольной частицы с отрицательным зарядом $-Ze$, когда влиянием окружающих зарядов на электрическое поле вблизи выделенного заряда можно пренебречь, что допустимо при

$$\alpha \ll \lambda_D \ll l_a. \quad (21)$$

Здесь $l_a = n^{-1/3}$ - среднее расстояние между аэрозолями, входящими в рассматриваемую среду. Например, при характерной плотности аэрозолей в дыхательных путях $n \sim 10^3 - 10^4 \text{ см}^{-3}$ [28, 38] l_a составляет 20-40 мкм, что значительно больше λ_D (~ 1) мкм. Следовательно, в подобных случаях взаимодействие носит локальный характер и реализуется только в непосредственной близости вирусной частицы к заряженному носителю, где электрическое поле определяется формулой (4) с $\mathbf{E}_{\text{out}} = 0$. В этой формуле диэлектрическая проницаемость окружающей среды меняется в диапазоне $4 \leq \epsilon \leq 80$: минимальное значение относится к проницаемости сухого белка, максимальное - к проницаемости воды. Для простоты оценок будем пренебрегать пространственной зависимостью диэлектрической проницаемости, положив $\partial\epsilon/\partial r = 0$. Тогда подстановка (4) в (19) приводит уравнение (18) к

$$\frac{\partial n_c}{\partial t} = \frac{D_c}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left[r^2 \frac{\partial n_c}{\partial r} - \frac{2Ze q_c l_c}{\epsilon T} \frac{1}{r} n_c \right], \quad (22)$$

где величина параметра

$$\beta = \frac{Ze q_c l_c}{\epsilon T} \quad (23)$$

задает условия, когда дипольный дрейф, обусловленный вторым слагаемым в правой части (22), будет преобладающим процессом. Такое состояние реализуется вблизи большого иона, что в свою очередь определяет динамику формирования слоя адсорбированных вирионов и требует отдельного обсуждения. Отметим, что аналогичное уравнение было получено в [19] для описания транспорта вирусов и биомолекул.

В настоящей работе ограничимся анализом стационарного решения уравнения (22), которое реализуется при выполнении соотношения

$$r^2 \frac{\partial n_c}{\partial r} - 2 \frac{\beta}{r} n_c = 0, \quad (24)$$

откуда находим:

$$n_c = n_0 \exp\left(-\frac{\beta}{r^2}\right), \quad (25)$$

где n_0 - плотность вирионов в среде при $r \rightarrow \infty$. В противоположном пределе $r \rightarrow 0$ формула (25) дает $n_c \rightarrow 0$, что соответствует естественному граничному условию прилипания к поверхности коллоидной частицы.

Как видно из соотношения (25), величина $Ld = \sqrt{\beta}$ играет роль характерного пространственного размера слоя вирусных частиц, удерживаемого большим аэрозолем. С другой стороны, такая особенность предполагает, что характерный размер иона должен удовлетворять условию $a \leq \sqrt{\beta}$. Таким образом, полученные соотношения (22) и (25) показывают, что даже в стационарном случае вокруг заряженной частицы может возникнуть слой полярных молекул ненулевой толщины.

5. Заключительные замечания

В настоящей работе обсужден механизм агрегации вирусных частиц крупными ионами с образованием частиц, покрытых слоем адсорбированных вирионов. По сути, такой процесс - разновидность сольватации или гидратации в растворах (см. например [1]). Каждая такая частица может нести достаточное число вирионов (см. рис. 3), чтобы стать переносчиком инфекции для многих заболеваний, передающихся воздушно-капельным путем. При этом наиболее крупные частицы ($\alpha \geq 0.3$ мкм) способны нести необходимую инфицирующую дозу независимо от вида патогена и распространяться на значительно большие расстояния по сравнению с мелкими частицами [16, 42], то есть даже одна такая частица может переносить инфекционно значимое число вирионов.

Мы рассмотрели физико-химические процессы в атмосфере и дыхательных путях человека, ведущие к захвату аэрозольных частиц с последующим захватом

окружающих вирусных частиц. Полученные соотношения (4), (7), (12), (15), (21) и (23) указывают на физическую реализуемость обсуждаемого механизма переноса вирионов и задают параметры, требующие экспериментальной проверки [3].

Однако следует отметить грубость приведенных оценок, где форма вирионов считается сферической, но при этом дипольный момент оценивается для линейной молекулы, что указывает на необходимость более полного анализа. Например, при определенных параметрах вирусных частиц и больших ионов будет выполняться соотношение $l_c \ll L_D$. Поэтому возможна ситуация, когда большой ион будет способен удерживать несколько слоев вирионов, а также на ионах могут адсорбироваться и другие полярные молекулы, то есть в результате вокруг большого иона будет формироваться некоторый объемный слой из полярных молекул, насыщенный вирионами.

Кроме того, в настоящих оценках мы проигнорировали техногенное электрическое поле, положив $E_{out} = 0$, причем в общем случае E_{out} – нестационарное поле, имеющее как детерминированную составляющую, так и стохастическую. Все эти вопросы требуют отдельного рассмотрения и экспериментальной проверки. В частности, чтобы связать эмпирические данные по распространению инфекций с теоретическими зависимостями по эпидемиологическим константам скоростей инфицирования [5, 32], полученных в предположении переноса инфицирующей дозы одной аэрозольной частицей, необходим постоянный контроль плотности людей и распределения аэрозолей по размерам (аналог зависимости на рис. 1). Для этого предполагается воспользоваться устройством [12], разработанным для мониторинга параметров воздушной среды в замкнутых помещениях. Такое устройство способно осуществлять непрерывное измерение концентраций мелкодисперсных частиц фракции PM2.5, углекислого газа (CO₂), летучих органических соединений (VOC), а также температуры и влажности, опираясь на комбинацию ионно-электростатических и оптических методов детектирования. Благодаря своей чувствительности к аэрозольным компонентам и газовым маркерам человеческой активности, оно может служить основой для косвенной оценки накопления биоаэрозолей, включая потенциально вирусосодержащие комплексы, способные длительно сохраняться во взвешенном состоянии и проникать в глубокие отделы ре-

спираторного тракта. Именно такие частицы, согласно нашей модели, представляют наибольшую эпидемиологическую опасность.

В настоящей работе оценка концентрации аэрозолей проводилась в приближении, соответствующем одному человеку. Однако в реальных условиях риск инфицирования определяется не столько индивидуальной экспозицией, сколько общей концентрацией биоаэрозолей в помещении, которая напрямую зависит от числа присутствующих людей. Для перехода от упрощенной «персонализированной» оценки к более реалистичной, учитывающей коллективное выделение аэрозолей в замкнутом объеме, необходимо модернизировать измерительную систему. В частности, целесообразно дополнить устройство [12] модулем учёта количества людей в помещении. Например, на входе в помещение может быть установлен блок из двух последовательно расположенных инфракрасных датчиков, позволяющий по временной последовательности срабатывания надёжно определять направление движения и, следовательно, динамически отслеживать количество присутствующих. Это даст возможность оценить удельную концентрацию мелкодисперсных аэрозолей как косвенного показателя возможного накопления биоаэрозолей, выделяемых находящимися в помещении людьми, и адаптивно корректировать пороговые значения PM2.5 и CO₂ в зависимости от реальной загрузки помещения.

Более того, сопоставление таких данных с концепцией Данбара об устойчивых социальных контактах может стать основой для моделирования перехода от локального накопления вирусосодержащих частиц к оценке коллективного эпидемиологического риска [6]. Таким образом, гибридная система, объединяющая датчики качества воздуха и счётчик посетителей, могла бы стать эффективным инструментом для эмпирической проверки предложенной модели и формирования основы для интеллектуальных систем раннего предупреждения о риске передачи респираторных инфекций. Реализация и калибровка подобной расширенной системы будут предметом дальнейших работ.

Сведения о финансировании: Данная работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (государственное задание № 075-00270-26-00).

ЛИТЕРАТУРА

Список русскоязычной литературы

1. Давыдов АС. Биология и квантовая механика. Киев: Наукова думка; 1979.
2. Жуков ВА. Уравнение инфекционности и его использование для прогнозирования восприимчивости хозяина к вирусным инфекциям и в других задачах. В кн.: Нетрадиционные природные ресурсы, инновационные технологии и продукты: сборник научных трудов. Вып. 17. М.: РАЕН; 2007. С. 159-167.
3. Жуков ВА, Сафатов АС, Пьянков ОВ, Топорков ВС, Сергеев АА, Киселев СА, Яшин ВА, Беля-

- ев НМ, Рябчикова ЕИ, Жуков АВ, Шишкина ЛН, Медведев АА, Петрищенко ВА, Сергеев АН, Воробьев АА. Новый комплекс для получения и изучения монодисперсных микробиологических аэрозолей в медико-биологических исследованиях. Вестник РАМН. 2004;(3):11-5.
4. Жуков ВА, Шишкина ЛН, Сергеев АА, Фанкин ИВ, Сметанникова МА, Пьянков ОВ, Петрищенко ВА, Сергеев АН, Воробьев АА. Изучение возможности прогнозирования чувствительности к гриппу различных отделов респираторного тракта хозяина. Вестник РАМН. 2007;(5):32-37.
 5. Каримов АР, Соломатин МА, Валиуллин РА, Шарафутдинов РФ. Влияние скорости передачи инфекции на формирование эндемического равновесия в расширенной SEIR модели. Вестник Башкирского университета. 2024;29(4):202-12.
 6. Каримов АР, Соломатин МА. Влияние социальных контактов на формирование эндемического равновесия в SEIS модели. Вестник НИЯУ МИФИ. 2025;14(3):225-239. doi:10.26583/vestnik.2025.3.5.
 7. Кощев ВА, Полуэктов ПП. Электрическая зарядка аэрозольных частиц под действием внешнего электрического поля в электронейтральной атмосфере. Журн техн физ. 1991;61(8):51-6.
 8. Ландау ЛД, Лифшиц ЕМ. Электродинамика сплошных сред. М.: Наука; 1992.
 9. Пискунов ВН. Динамика аэрозолей. М.: Физматлит; 2010.
 10. Смирнов БМ. Аэрозоли в газе и плазме. М.: Институт высоких температур; 1990.
 11. Смирнов БМ. Электрический цикл в земной атмосфере. Усп физ наук. 2014;184(11):1153-76. doi:10.3367/UFNr.0184.201411a.1153.
 12. Соломатин МА, Каримов АР, Малашин МВ, Валиуллин РА, Шарафутдинов РФ. Непрерывный мониторинг мелкодисперсных аэрозолей в техногенных условиях. Вестник Башкирского университета. 2025;30(4):204-15.
 - studying monodisperse microbiological aerosols in biomedical research]. Vestnik Rossiiskoy Akademii Meditsynskikh Nauk. 2004;(3):11-5. (In Russ.)
 4. Zhukov VA, Shishkina LN, Sergeyev AA, Fankin IV, Smetannikova MA, P'yankov OV, Petrishchenko VA, Sergeyev AN, Vorob'ev AA. [Study of the possibility of predicting susceptibility to influenza in different parts of the host respiratory tract]. Vestnik Rossiiskoy Akademii Meditsynskikh Nauk. 2007;(5):32-7. (In Russ.)
 5. Karimov AR, Solomatin MA, Valiullin RA, Sharafutdinov RF. [Influence of infection transmission rate on the formation of endemic equilibrium in the extended SEIR model]. Vestnik Bashkirskogo Universiteta. 2024;29(4):202-12. (In Russ.)
 6. Karimov AR, Solomatin MA. [Influence of social contacts on the formation of endemic equilibrium in the SEIS model]. Vestnik NIYaU MIFI. 2025;14(3):225-239. doi:10.26583/vestnik.2025.3.5. (In Russ.)
 7. Koshcheyev VA, Poluektov PP. [Electric charging of aerosol particles under the action of an external electric field in an electroneutral atmosphere]. Zhurnal Tekhnicheskoy Fiziki. 1991;61(8):51-6. (In Russ.)
 8. Landau LD, Lifshits EM. Elektrodinamika Sploshnykh Sred. Moscow: Nauka; 1992. (In Russ.)
 9. Piskunov VN. Dinamika Aerozoley. Moscow: Fizmatlit; 2010. (In Russ.)
 10. Smirnov BM. Aerozoli v Gaze i Plazme. Moscow: Institut Vysokikh Temperatur; 1990. (In Russ.)
 11. Smirnov BM. [The electric cycle in the Earth's atmosphere]. Uspekhi Fizicheskikh Nauk. 2014;184(11):1153-76. doi:10.3367/UF-Nr.0184.201411a.1153. (In Russ.)
 12. Solomatin MA, Karimov AR, Malashin MV, Valiullin RA, Sharafutdinov RF. [Continuous monitoring of fine aerosols under technogenic conditions]. Vestnik Bashkirskogo Universiteta. 2025;30(4):204-15. (In Russ.)
 13. Agranovski I. Aerosols: Science and Technology. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons; 2011. doi:10.1002/9783527630134.
 14. Atanasova KR, Reznikov LR. Strategies for measuring airway mucus and mucins. Respir Res. 2019;20(1):261. doi:10.1186/s12931-019-1239-z.
 15. Bourouiba L, Dehandschoewercker E, Bush JWM. Violent expiratory events: On coughing and sneezing. J Fluid Mech. 2014;745:537-63. doi:10.1017/jfm.2014.88.
 16. Bourouiba L. Turbulent gas clouds and respiratory pathogen emissions: Potential implications for reducing transmission of COVID-19. JAMA. 2020;324(12):1197-98. doi:10.1001/jama.2020.4756.
 17. Cabane M, D'Angelo A, Baudin C, et al. Mobility spectra of ions created in gases under atmospheric

Общий список литературы / Reference List

1. Davydov AS. Biologiya i Kvantovaya Mekhanika. Kiev: Naukova Dumka; 1979. (In Russ.)
2. Zhukov VA. [The infectivity equation and its use for predicting host susceptibility to viral infections and in other problems]. In: Netraditsionnye Prirodnye Resursy, Innovatsionnye Tekhnologii i Produkt: Sbornik Nauchnykh Trudov. Issue 17. Moscow: RAEN; 2007. P. 159-67. (In Russ.)
3. Zhukov VA, Safatov AS, P'yankov OV, Toporkov VS, Sergeyev AA, Kiselev SA, Yashin VA, Beliaev NM, Ryabchikova EI, Zhukov AV, Shishkina LN, Medvedev AA, Petrishchenko VA, Sergeyev AN, Vorobyev AA. [A new installation for producing and

- pressure. *J Colloid Interface Sci.* 1976;57(2):289-300. doi:10.1016/0021-9797(76)90204-6.
18. Rycroft MJ, Harrison RG, Nicoll KA, Mareev EA. An overview of Earth's global electric circuit and atmospheric conductivity. *Space Sci Rev.* 2008;137:83-105. doi:10.1007/s11214-008-9368-6.
 19. Chen Y-T, Lu C-L, Lu S-J, et al. Electrostatic precipitator design optimization for the removal of aerosol and airborne viruses. *Sustainability.* 2023;15(11):8432. doi:10.3390/su15108432.
 20. Chin AWH, Chu JTS, Perera MRA, et al. Stability of SARS-CoV-2 in different environmental conditions. *Lancet Microbe.* 2020;1(1):e10. doi:10.1016/S2666-5247(20)30003-3.
 21. Clegg SL, Brimblecombe P. The kinetics of ion clustering and charge transfer in atmospheric aerosols. *Atmos Environ.* 2001;35(3):475-85. doi:10.1016/S1352-2310(00)00290-6.
 22. Fahy JV, Dickey BF. Airway mucus function and dysfunction. *N Engl J Med.* 2010;363(23):2233-2247. doi:10.1056/NEJMra0910061.
 23. Lushnikov, A.A. Introduction to aerosols. In: Agranovski I, ed. *Aerosols: Science and Technology.* Weinheim: Wiley-VCH; 2010 P. 1–41. doi:10.1002/9783527630134.ch1.
 24. Garmann RF, Comas-Garcia M, Knobler CM, et al. Physical principles in the self-assembly of a simple spherical virus. *Acc Chem Res.* 2016;49(1):48-55. doi:10.1021/acs.accounts.5b00350.
 25. Haas CN. Conditional dose-response relationships for microorganisms: development and application. *Risk Anal.* 2002;22(3):455-63. doi:10.1111/0272-4332.00035. doi:10.1111/0272-4332.00035.
 26. Harrison RG, Carslaw KS. Ion-aerosol-cloud processes in the lower atmosphere. *Rev Geophys.* 2003;41(4):1012. doi:10.1029/2002RG000114.
 27. Harrison RG, Nicoll KA. Atmospheric electricity: The global circuit and its role in cloud micro-physics. *Rev Geophys.* 2019;57(4):1123-67.
 28. Heyder J, Gebhart J, Rudolf G, et al. Deposition of particles in the human respiratory tract in the size range 0.005-15 μm . *J Aerosol Sci.* 1986;17(6):811-25. doi:10.1016/0021-8502(86)90035-2.
 29. Hocking GC, Drazin PG. Kelvin-Helmholtz instability in a thin film flowing over a solid surface. *J Fluid Mech.* 1987;177:251-68.
 30. Ivlev LS. Atmospheric aerosols. In: Agranovski I, ed. *Aerosols: Science and Technology.* Weinheim: Wiley-VCH; 2010. p. 345-380.
 31. Joris L, Dab I, Quinton PM. Elemental composition of human airway surface fluid in healthy and diseased airways. *Am Rev Respir Dis.* 1993;148(6):1633-7. doi:10.1164/ajrccm/148.6_Pt_1.1633.
 32. Karimov AR, Solomatin MA, Bocharov AN. Influence of transfer epidemiological processes on the formation of endemic equilibria in the extended SEIS model. *Mathematics.* 2024;12:3585. doi:10.3390/math12223585.
 33. Lee PC. Dose-Response and Viral Kinetics Analysis of SARS-CoV-1 in Non-Human Primates. PhD Thesis. Los Angeles: University of California; 2023.
 34. Li X, Lester D, Rosengarten G, Aboltins C, Patel M, Cole I. A spatiotemporally resolved infection risk model for airborne transmission of COVID-19 variants in indoor spaces. *Sci Total Environ.* 2022;812:152592. doi:10.1016/j.scitotenv.2021.152592.
 35. Lowen AC, Mubareka S, Steel J, Palese P. Influenza virus transmission is dependent on relative humidity and temperature. *PLoS Pathol.* 2007;3(10):e151. doi:10.1371/journal.ppat.0030151.
 36. Mohnen VA. Formation, nature and mobility of ions of atmospheric importance. In: Steinkopff D, ed. *Electrical Processes in Atmospheres.* Darmstadt: Steinkopff Verlag; 1977. P. 1-17.
 37. Osserman R. The isoperimetric inequality. *Bull Am Math Soc.* 1978;84(6):1182-238. doi:10.1090/S0002-9904-1978-14553-4.
 38. Papineni RS, Rosenthal FS. The size distribution of droplets in the exhaled breath of healthy human subjects. *J Aerosol Med.* 1997;10(2):105-16. doi:10.1089/jam.1997.10.105.
 39. Rycroft MJ, Israelsson S, Price C. The global atmospheric electrical circuit, solar activity and climate change. *Surv Geophys.* 2000;21(1):41-54. doi:10.1016/S1364-6826(00)00112-7.
 40. Williams OW, Hoegh P, Sjöberg B, et al. Airway mucus: from production to secretion. *Am J Respir Cell Mol Biol.* 2006;34(5):527-36. doi:10.1165/rcmb.2005-0436SF.
 41. Winkler H, Schmid H, Zdansky K, et al. Mobility and diffusion coefficients of small atmospheric ions. *J Aerosol Sci.* 1987;18(3):295-304.
 42. Yang W, Elankumaran S, Marr LC. Concentrations and size distributions of airborne influenza A viruses measured indoors at a health centre, a day-care centre and on aeroplanes. *J R Soc Interface.* 2011;8(61):1176-84. doi:10.1098/rsif.2010.0686.

