

О РАБОЧЕМ РЕЖИМЕ АЭРОЗОЛЬНЫХ ИНГАЛЯТОРОВ

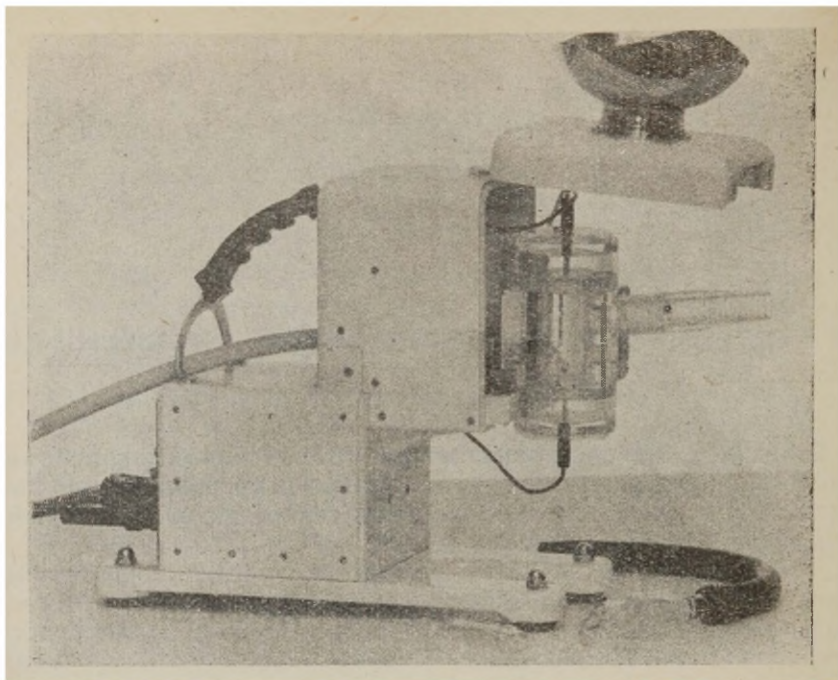
Л. Ю. Виснапуу, А. К. Йентс

В медицине распространен метод ингаляционной терапии, при котором лекарственные препараты в диспергированном виде вносятся в организм и осаждаются на поверхности слизистой оболочки дыхательных путей и в легких.

Для создания аэрозолей и электроаэрозолей с целью применения их в медицинской практике в Тартуском государственном университете разработан целый ряд ингаляционных устройств, генераторов электроаэрозолей, успешно используемых в клиниках при лечении как амбулаторных, так и стационарных больных. Лечение проводится обычно отрицательно заряженными аэрозолями из дистиллированной воды, водных растворов антибиотиков, минеральных вод и осуществляется при различных оториноларингологических (острых, хронических и атрофических воспалениях верхних дыхательных путей, озене, параназальных синуситах, аллергических риносинусопатиях), терапевтических (бронхиальной астме, гипертонической болезни), неврологических (у трахеотомированных больных с расстройством дыхания) заболеваниях.

В каких участках организма (в носу, полости рта, трахее, легких) и с какой эффективностью происходит осаждение ингалируемых аэрозолей, какую дозу медикаментов и электрического заряда получит пациент за определенное время ингаляции — все это зависит от дисперсности и электрических свойств аэрозолей, от режима работы аэрозольных генераторов и дыхания пациента.

Из упомянутых ингаляционных устройств наиболее широкое применение нашел аэрозольный ингалятор АИ-ТГУ (рис.), описанный нами раньше в [1] под названием кислородного аэрозоль-ионизатора АКИ-2. В этом ингаляторе, как и в аэрозольных генераторах нескольких других типов, распыление жидкости (медикамента) осуществляется с помощью пневматической форсунки, представляющей собой два сопла с круглыми отверстиями, сведенными друг к другу под прямым углом. Одно (горизонтальное) из сопел служит для подачи распыляющего газа, а другое (вертикальное) для распыляемой жидкости. В качестве



Р и с. Аэрозольный ингалятор АИ-ТГУ.

распыляющего газа используют сжатый воздух или медицинский кислород. Электростатическая индукция заряда на поверхности диспергируемой жидкости. Для этой цели над соплом жидкости установлен электрод, которому от соответствующего источника сообщается необходимый потенциал. Выделение аэрозоля нужной для ингаляции дисперсности обеспечивается конструкцией распылительной камеры, вмещающей форсунку — восходящим потоком и струей газа через выходной патрубок выносятся лишь частицы, обладающие малой скоростью седиментации. Распределение получаемых аэрозольных частиц по размерам дано в виде кривых счетного и весового распределения в работе [1]. Нами установлено, что указанное распределение весьма близко к логарифмически-нормальному.

Расход газа (воздуха или кислорода), протекающего через сопло, можно рассчитать по приближенной формуле

$$\Phi_r = 11 F_r (p + 1), \quad (1)$$

где Φ_r — расход газа, л/мин (при нормальном давлении);
 F_r — площадь поперечного сечения газового сопла, мм²;
 p — давление газа перед прохождением через сопло, атм.

Формула (1) применима при $p > 0,9$ ати и выведена при предположении, что температура газа комнатная и истечение происходит в свободную атмосферу. Справедливость формулы проверена при соплах диаметрами 0,6 1,0 мм и давлении воздуха 1,0 3,0 ати.

Для расхода жидкости в случае аэрозольного ингалятора АИ-ТГУ при распыливании воды найдена эмпирическая формула

$$\Phi_{\text{ж}} = 0,9 F_{\text{ж}} p^{0,5}, \quad (2)$$

где $\Phi_{\text{ж}}$ — расход жидкости, мл/мин;

$F_{\text{ж}}$ — площадь поперечного сечения жидкостного сопла, мм²

Зависимость (2) получена при газовом и жидкостном соплах диаметрами соответственно 0,8 и 0,6 мм и соплах 0,7 и 0,5 мм при $p = 0,5$ 2,5 ати.

Выход аэрозоля из ингалятора

$$\Phi_{\text{а}} = \Phi_{\text{г}} + \Phi_{\text{ж}}, \quad (3)$$

где $\Phi_{\text{а}}$ — выход аэрозоля, л/мин.

Но так как $\Phi_{\text{ж}} \ll \Phi_{\text{г}}$, то $\Phi_{\text{а}} \approx \Phi_{\text{г}}$ и объемную концентрацию жидкости в аэрозоле можно выразить как

$$C = \frac{\Phi_{\text{ж}}}{\Phi_{\text{г}}}, \quad (4)$$

где C — объемная концентрация жидкости, мл/л.

Применительно к рассматриваемому ингалятору, учитывая (1) и (2).

$$C = 0,08 \frac{F_{\text{ж}} p^{0,5}}{F_{\text{г}}(p+1)}, \quad (5)$$

имеющее при данных соплах максимальное значение при $p = 1$ ати. При формуле (5) нужно однако помнить, что она действительна для указанных значений параметров.

Сила тока заряженных частиц аэрозоля, выносимых потоком воздуха из ингалятора, в случае постоянного потенциала на индуктирующем электроде определена эмпирической формулой

$$I = 4,2 p^{0,7}, \quad (6)$$

где I — сила тока заряженных частиц, на. Зависимость (6) имеет место при соплах диаметрами 0,8 и 0,6 мм и давлении газа 0,5 3,0 ати при распыливании дистиллированной воды.

Удельный заряд аэрозольных частиц можно определить по формуле

$$Q = 0,06 \frac{I}{\Phi_{\text{ж}}}, \quad (7)$$

где Q — удельный заряд, мкк/мл.

С учетом формул (2) и (6) получим

$$Q = 0.28 \frac{p^{0.2}}{F_{ж}} \quad (8)$$

Как замечено при измерениях, наличие потенциала на индуцирующем электроде снижает расход жидкости, а, следовательно, и объемную концентрацию жидкости в аэрозоле на 10–15%. Это объясняется повышенным осаждением заряженных аэрозольных частиц в распылительной камере.

Рассмотрим теперь некоторые вопросы, связанные с дозиметрией при ингаляции аэрозоля. Предположим, что источником аэрозоля является индивидуальный аэрозольный ингалятор с непрерывным выходом аэрозоля Φ_a (без регулятора подачи) и что пациент вдыхает воздух из непосредственной близости выходного отверстия ингалятора.

Объемная скорость вдыхаемого пациентом воздуха (аэрозоля)

$$W = \frac{V}{\tau \cdot \nu}, \quad (9)$$

где W — объемная скорость воздуха, л/мин;

V — минутный объем дыхания пациента, л/мин;

τ — длительность одного вдоха, мин;

ν — частота дыхания, 1/мин.

Если $W \leq \Phi_a$, то для вдоха достаточно аэрозоля, выходящего из ингалятора, и количество жидкости (медикамента), вдыхаемого пациентом при ингаляции,

$$M_1 = W \tau \nu C t = V C t, \quad (10)$$

где M_1 — количество жидкости, вдыхаемой пациентом при $W \leq \Phi_a$, мл; t — продолжительность ингаляции, мин.

Если же $W > \Phi_a$, то при совершении вдоха аэрозоля, выходящего из ингалятора, недостаточно и недостающее количество воздуха набирается из окружающей атмосферы. В этом случае

$$M_2 = \Phi_a \tau \nu C t = \Phi_a \frac{V}{W} C t, \quad (11)$$

где M_2 — количество жидкости, вдыхаемой пациентом при $W > \Phi_a$, мл.

Аналогичная дозиметрическая формула, предложенная С. И. Эйдельштейном [2], не учитывает соотношения Φ_a и W

Количество электрического заряда, вдыхаемого пациентом за время ингаляции, определяется формулой

$$q = M_{1,2} Q, \quad (12)$$

где q — вдыхаемый электрический заряд, мкк.

Как показали наши ранние измерения [3], при ингаляции электроаэрозоля в организме задерживается тем большая доля вдыхаемого заряда, чем больше удельный заряд аэрозольных частиц и чем глубже дыхание. Так, например, в случае аэрозольного ингалятора АИ-ТГУ при удельном заряде частиц 1,2 мкк/мл и нормальном дыхании в организме задерживается 80—90% вдыхаемого заряда. Разумеется, задержка заряда и вещества аэрозольных частиц, а особенно распределение их по отдельным участкам дыхательного тракта зависят главным образом от дисперсности ингалируемого аэрозоля.

Наконец коснемся еще вопроса экономичности аэрозольного ингалятора.

Из выходящей из ингалятора жидкости в виде аэрозольных частиц пациентом вдыхается лишь доля, равная при $W \leq \Phi_a$, согласно (10) и (4),

$$\frac{M_1}{\Phi_{\text{жт}}} = \frac{V}{\Phi_r} \quad (13)$$

и при $W > \Phi_a$, согласно (11) и (4),

$$\frac{M_2}{\Phi_{\text{жт}}} = \frac{V}{W} \quad (14)$$

Потери медикамента при ингаляции соответствующего аэрозоля тем меньше, чем больше отношения (13) и (14). Наименьшие потери в случае (13) имеют место при $\Phi_a = W$, а в случае (14) потери не зависят от режима работы аэрозольного ингалятора и составляют столько же, сколько при $\Phi_a = W$, а именно: как нетрудно убедиться на основании (14) и (9), $(1 - \tau v) 100\%$.

Эти потери при рассматриваемом аэрозольном ингаляторе неизбежны. Кроме того, из последних рассуждений следует, что режим работы ингалятора $\Phi_a > W$ нецелесообразен, так как приводит к излишним затратам медикамента. Таким образом, наибольшая доля выходящего из ингалятора аэрозоля вдыхается при $\Phi_a \leq W$. Если принять, что объемная скорость воздуха при вдохе составляет 16 л/мин, то целесообразно, чтобы расход аэрозоля при ингаляторе не превышал указанного значения.

Выводы

1. Распределение выходящих из ингалятора аэрозольных частиц по размерам логарифмически-нормальное.
2. При получении электрически заряженного аэрозоля объемная концентрация жидкости в аэрозоле на 10—15% меньше, чем при получении незаряженного аэрозоля.
3. Наименьшие потери медикамента при ингаляции аэрозоля от индивидуального ингалятора получаются тогда, когда выход

аэрозоля (производительность ингалятора) не превышает объемной скорости воздуха при вдохе.

4. Из аэрозоля, выходящего из ингалятора, вдыхается доля, не превышающая отношения минутного объема дыхания пациента к объемной скорости вдыхаемого воздуха.

ЛИТЕРАТУРА

1. Виснапуу, Л. Ю., Йентс, А. К. Физические характеристики различных электроаэрозольных аппаратов, применяемых в медицинской практике. Уч. зап. Тартуского гос. ун-та, вып. 163. Тарту, 1964, 404—412.

2. Эйдельштейн, С. И., Основы аэрозольтерапии. «Медицина», М., 1967, 214.

3. Йентс, А. К., Виснапуу, Л. Ю., Об измерениях плотности заряда в выдыхаемом воздухе при ингаляции электроаэрозолей. Уч. зап. Тартуского гос. ун-та, вып. 163. Тарту, 1964, 399—403.

Поступила 10/IV 1968 г.

AEROSOOLI-INHALAATORITE TÕÖREŽIIMIST

L. Visnapuu, A. Jents

Resümee

Artiklis kirjeldatakse kliinikute meditsiinilises praktikas laimat rakendust leidnud aerosooli-inhalaatori tööpõhimõtet. Täheledatakse, et saadavate aerosooliosakeste jaotus mõõtmete järgi on lähedane logaritmi-normaalsele. Esitatakse pneumaatilise aerosooli-inhalaatori töörežiimi kirjeldavad seosed ning mõned dosimeetriselised valemid. Käsitletakse pideva aerosooli joaga inhalaatorite ökonoomsuse küsimust.

ON WORKING-REGIME OF AEROSOL INHALATORS

L. Visnapuu, A. Jents

Summary

The article carries a short description of the operation of an aerosol inhalator which has found a rather widespread application in the medical practice of the Republic's clinics. It has been pointed out that the distribution of the aerosol particles obtained by this device is in size near the logarithmically normal one. Formulas have been presented which describe the operating conditions of a pneumatic aerosol inhalator, and a few dosimetrical formulas have been added. The problem of the economy of aerosol inhalators having no aerosol-feeding regulators has been discussed.