

УДК 533.6.071:531.787:578.7

ОБ ИЗМЕРЕНИИ СТАТИЧЕСКОГО ДАВЛЕНИЯ В КАНАЛЕ ТРУБКОЙ ПИТО, ДИАМЕТР КОТОРОЙ СРАВНИМ С ДИАМЕТРОМ КАНАЛА

ВИНОГРАДОВ Ю. А., ЛЮБИМОВ Г. А., РОЖДЕСТВЕНСКИЙ В. И.

При некоторых физиологических исследованиях, связанных с анализом механики дыхания, а также в клинике при диагностике заболеваний, связанных с обструкцией дыхательных путей, важно бывает знать распределение аэродинамических сопротивлений вдоль трахеобронхиального дерева. Одним из методов (хотя и не очень широко распространенным), используемых для этой цели, является регистрация статического давления в нескольких точках трахеобронхиального дерева (см., например, [1]). Используя измеренные значения давлений и определяемую с помощью методики пищевода зонда величину альвеолярного давления, рассчитывают сопротивления различных участков (соответствующих числу точек измерения давления) воздухоносных путей [2–5].

Для измерения статических (в некоторых случаях и полных) давлений в верхние дыхательные пути (трахея и крупные бронхи) вводится зонд отбора давления (катетер, выполненный в виде трубки Пито). Используемые на практике зонды имеют диаметр порядка 2 мм, и этим определяется минимальный размер бронхов, в которых производится измерение давления (до четвертой – пятой генерации).

Место введения зонда и его относительное положение в бронхе контролируется либо посредством катетера со световодом, либо рентгеном. Естественно, что точно установить зонд по оси бронха практически невозможно. В связи с этим измеренные величины давлений имеют определенную погрешность. Возможные ошибки измерения, связанные с установкой зонда, проанализированы на основе аэродинамических данных об обтекании насадка под углом атаки в работе [4]. В [4] показано, что в рассматриваемой системе ошибки, обуславливаемые неосевой установкой зонда, могут достигать величин порядка 30%. Однако при измерении давления в бронхах, диаметр которых сравним с диаметром зонда, необходимо оценить величину изменения давления, обусловленную стеснением потока за счет введения зонда.

Некоторые вопросы, связанные с анализом влияния отношения диаметров канала и измерительного катетера и условий течения (способа введения катетера, величины заглубления катетера и др.) на распределение давления по тракту и расход, исследованы в [6] для условий измерения давления в кровеносных сосудах (числа Рейнольдса $Re \approx 10^3$). Однако, содержащейся в [6] информации недостаточно для ответа на некоторые важные с точки зрения измерения давления в бронхах вопросы (распределение давления вдоль катетера в условиях выдоха – направление потока в сторону головки катетера; зависимость измеряемой величины от положения отверстия для отбора давления; влияние сопротивлений, расположенных вниз по потоку, и г. д.). Кроме того, при форсированном выдохе числа Рейнольдса в крупных бронхах могут достигать значений $\sim 5 \cdot 10^4$. Эти обстоятельства привели к необходимости проведения специальных экспериментов, описываемых в данной работе.

На основе полученных экспериментальных данных можно оценить минимальный диаметр бронхов, в которых возможно измерение давления катетером заданного диаметра в зависимости от условий дыхания и целей исследования.

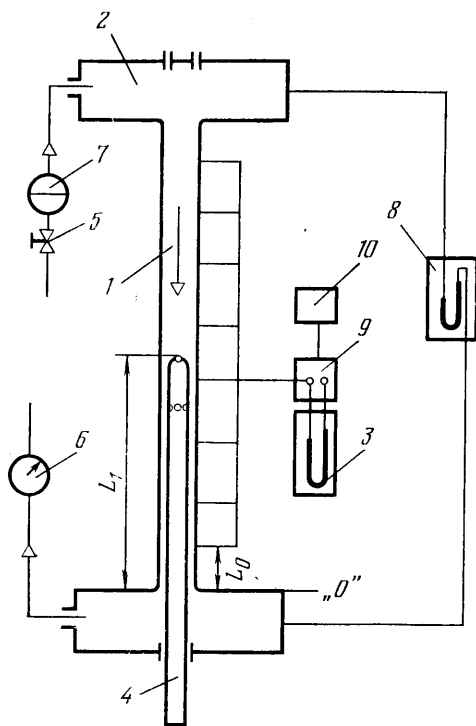
1. Экспериментальная установка и измерительная аппаратура. На фиг. 1 изображена схема экспериментального устройства, с которым проводились опыты по измерению аэродинамического сопротивления цилиндрического канала при введении в него зонда: 1 – канал; 2 – цилиндрическая камера; 3 – микроманометр; 4 – зонд; 5 – вентиль; 6 – газовый счетчик; 7 – редуктор; 8 – водяной манометр; 9 – пьезооптический микроманометр; 10 – система сбора информации. Дренажный по двум образующим канал (сменные медные трубки с различными внутренними диаметрами $d=6, 7, 8$ и 12 мм и длиной 250 мм) установлен между двумя цилиндрическими камерами. Внутренний объем каждой камеры составляет 165 см^3 . Цилиндрический зонд диаметром $d_3=5$ мм, представляющий собой трубку Пито, вводится в канал через нижнюю камеру на различную глубину (L_1) (фиг. 1).

В головке зонда, выполненной в виде полусферы, имеется одно отверстие для измерения полного давления, а на расстоянии 19 мм от конца зонда располагались четыре отверстия диаметром 0,4 мм — для измерения статического давления. При определении сопротивления кольцевого канала вместо зонда по всей длине канала устанавливался цилиндрический стержень такого же диаметра.

Рабочим газом являлся воздух. Газ подается из газгольдера высокого давления (150 атм) или из баллона через регулируемый редуктор в опытное устройство, после чего проходит через один из измерителей расхода (стеклянные ротаметры типа РМ-4, РС-5 или газовый счетчик барабанного типа ГСБ-400).

Давление на стенке канала и в зонде измеряется пьезооптическим микроманометром, созданным в лаборатории измерительных приборов Института механики МГУ [7]. Пьезооптический микроманометр подключается последовательно к трубкам дренажных отверстий с помощью пневматического коммутатора. Коэффициент чувствительности пьезооптического микроманометра составляет 0,0113 В/мм вод. ст. и определен предварительной тарировкой с помощью микроманометра типа МКВ-250-0,02, который используется в опытах для измерения и контроля постоянства перепада давления между верхней и нижней камерами опытной установки.

Все измерения параметров производились в стационарном режиме, т. е. спустя достаточно большой промежуток времени после начала течения газа и переключения коммутатора. При этом измерения многократно повторялись, а окончательные результаты измерений получались после соответствующего осреднения отдельных измерений.



Фиг. 1

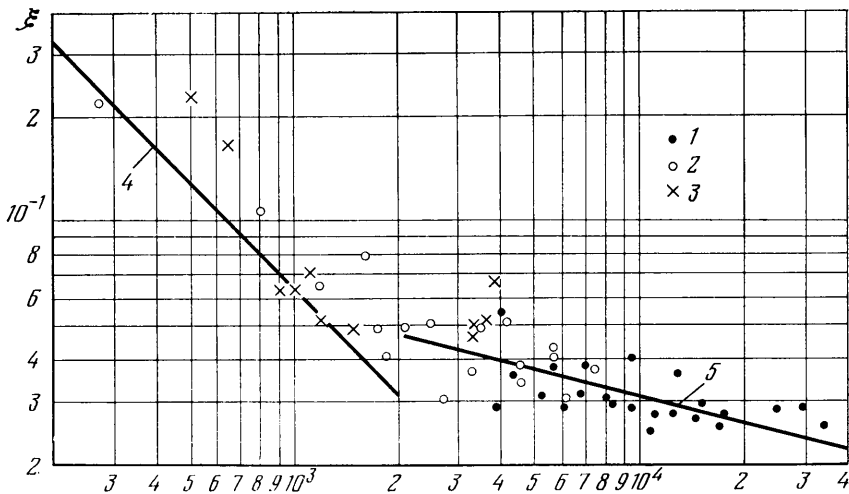
2. Результаты экспериментов и их обобщение.

Опыты по измерению гидравлического сопротивления круглых и кольцевых каналов проведены в диапазоне чисел Рейнольдса от 10^2 до $5 \cdot 10^4$ (число Рейнольдса определялось по эквивалентному диаметру $d_* = d$ для круглых каналов и $d_* = d_2 - d_1$ — для кольцевых). Результаты этих опытов для всех испытанных каналов представлены на фиг. 2: 1 — без зонда, 2 — с зондом, 3 — ξ , 4 — расчет по формуле $\xi = 64/Re$, 5 — расчет по формуле $\xi = 0,316/Re^{0,25}$. Видно, что в исследованном диапазоне параметров в круглых каналах (без зонда) реализуется турбулентный режим течения, а в кольцевых — смешанный и ламинарный режимы.

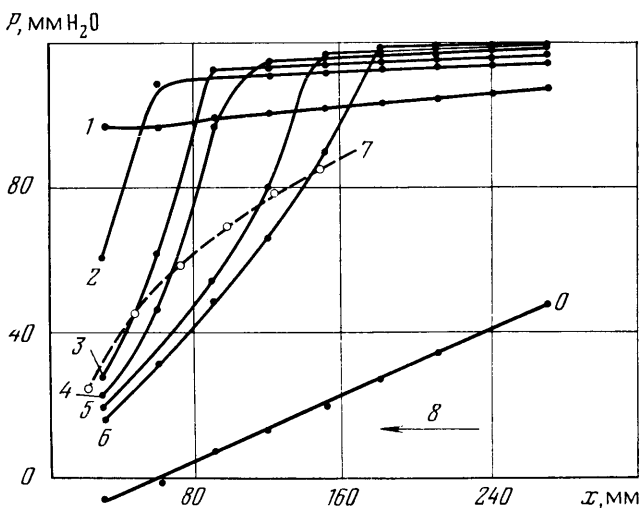
Имея в виду анализ условий измерения давления в воздухоносных путях при форсированном выдохе, опыты по влиянию положения зонда на измеряемую величину давления проводились при постоянном перепаде давления Δh между камерами. Положение зонда в канале сохранялось коаксиальным, а глубина введения в канал характеризовалась величиной L_1 , меняющейся дискретно от 0 (зонд не введен) до 164 мм.

При введении зонда в цилиндрический канал сравнительно небольшого диаметра на всей длине введенного зонда форма поперечного сечения канала становится кольцевой при значительном уменьшении его площади. При этом аэродинамическое сопротивление канала увеличивается, что при сохранении заданного перепада давления приводит к снижению расхода газа.

На фиг. 3 в качестве примера представлены результаты измерения распределения статического давления по каналу $d = 6$ мм ($d_3/d = 0,83$) при $\Delta h = 120$ мм H_2O при различных положениях зонда (L_1); указаны соот-



Фиг. 2



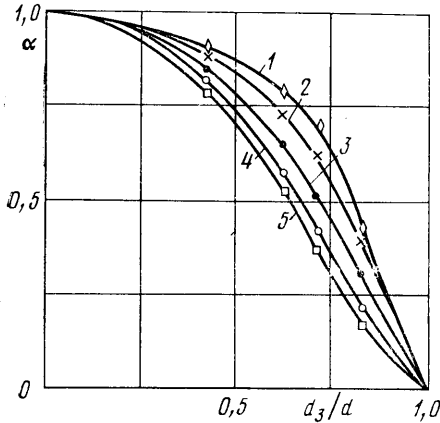
Фиг. 3

ветствующие величины расхода воздуха и направление потока. На фиг. 3 кривые 1–6 соответствуют расходу 0,73; 0,31; 0,21; 0,18; 0,15; 0,11 л/с, кривая 7 – статическое давление зонда, 8 – направление потока. Измерения давления производились пьезооптическим микроманометром относительно полного давления в выходной камере.

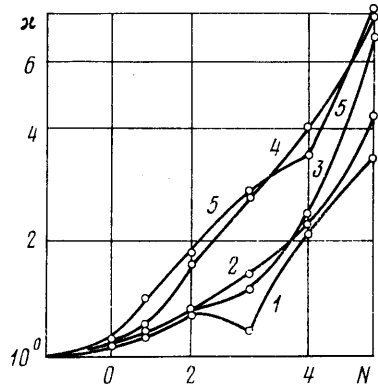
Нижняя наклонная прямая соответствует распределению давления в цилиндрическом канале без зонда (0). В этом случае большая часть общего перепада давления приходится на входное сопротивление канала. При начале ввода зонда в канал (кривая 1) большая часть перепада давления приходится на выходное сопротивление канала, а расход воздуха резко уменьшается. При дальнейшем вводе зонда (кривые 2, 3, 4 и далее) правая часть соответствующей кривой представляет собой распределение давления в цилиндрическом канале, а левая – в кольцевом. Средняя часть каждой кривой соответствует падению давления в месте расположения головки зонда. На фиг. 3 отмечены также точки, соединенные пунктиром, соответствующие статическому давлению, измеренному зондом в канале. Расстояние между пунктирной кривой и кривой (0), соответствующей распределению давления при отсутствии зонда, составляет «погрешность»

измерения давления зондом в узком канале. Проведенные опыты показывают, что эта погрешность нарастает при уменьшении диаметра канала, если диаметр зонда задан (при увеличении параметра d_3/d).

Анализ экспериментальных данных показал, что основным параметром, определяющим количественное изменение давления на стенке канала при введении в него зонда, является относительное изменение при этом расхода воздуха. Величина относительного изменения расхода воздуха $\alpha = G/G_0$, где G — расход воздуха через канал с введенным зондом, G_0 — расход воздуха при том же перепаде давления, но без зонда, зависит от



Фиг. 4



Фиг. 5

безразмерных параметров, однозначно определяющих геометрию канала L_1/d и d_3/d и числа Рейнольдса (соответствующего течению в канале без зонда).

Полученные результаты свидетельствуют о том, что число Рейнольдса, подсчитанное по перепаду давления на системе $Re_p = (\Delta h/L) (\rho d^3/\mu^2)$, слабо влияет на величину α (особенно для коротких каналов $L_1/d < 4$). Пренебрегая этой зависимостью, получим связь между α и геометрическими параметрами, представленную на фиг. 4 (кривые 1–5 соответствуют значениям $L_1/d = 2, 3, 5, 10, 15$).

Пользуясь данными, аналогичными представленным на фиг. 3, можно определить коэффициент сопротивления головной части зонда

$$\xi_1 = (2\Delta P^*/\rho G^2) (d_n/L_1)$$

Здесь ΔP^* — разность давлений на участке трубки, занятом зондом (разность давлений между первым отверстием для отбора давления и первым вверх по потоку отверстием от места расположения головки зонда); d_n — эффективный параметр кольцевого канала, образованного трубкой и зондом; L_1 — расстояние, на которое зонд заглублен в трубку; G — расход через трубку при данном положении зонда. Оцененные по этой формуле величины коэффициента сопротивления части трубки, загороженной зондом, представлены обозначениями ξ на фиг. 2.

Данные, приведенные на фиг. 2, показывают, что в пределах разброса экспериментальных данных коэффициент сопротивления головной части зонда в канале соответствует коэффициенту сопротивления кольцевого канала тех же геометрических размеров. Отметим, что приведенные на фиг. 2 экспериментальные данные относятся к каналам относительно малого диаметра $0,4 < d_3/d < 0,8$. В этих условиях сопротивление собственно головной части зонда оказывается несущественным по сравнению с сопротивлением кольцевого зазора.

3. Обсуждение результатов. Полученные результаты позволяют оценить возможности измерения внутрибронхиального давления катетером,

выполненным в виде трубки Пито. Используемая в экспериментах механическая система качественно моделирует отдел легкого, в котором производится измерение давления. При этом напорная емкость моделирует альвеолярный объем; входное сопротивление — сопротивление дыхательных путей до бронха, в котором производится измерение; измерительная трубка — бронх, где измеряется давление, и, наконец, выходное сопротивление — сопротивление дыхательных путей, лежащих ниже по потоку от точки измерения.

Измерительный участок в модели по своим геометрическим размерам (отношение диаметра к длине) не соответствует геометрическим размерам отдельного бронха. Он выполнен таким образом для того, чтобы исключить из измерений начальные участки, сопротивление которых относится ко входному и выходному сопротивлениям. Грубость моделирования отдельных частей дыхательного тракта не позволяет провести количественную оценку ошибок при измерении давления в бронхах. Тем не менее проведенные эксперименты позволяют выявить некоторые качественные закономерности и сделать грубые оценки возможности измерения давления в бронхах различных генераций.

Рассмотрим условия, реализующиеся в легком при измерении давления в бронхах. Основная цель при таких измерениях заключается в определении мест повышенного сопротивления (локализация участков с обструкцией дыхательных путей) и участков, подверженных схлопыванию дыхательных путей за счет изменения эластических свойств бронхов (см., например, [2—4]). В этих опытах измерительный катетер вводится в бронхи разных генераций и по измеренным значениям давлений определяют сопротивление участка дыхательных путей между точками измерения.

При вычислении сопротивления предполагают, что легкое гомогенно по уровням генераций и, следовательно, давления и расходы во всех бронхах выбранного поколения одинаковы. В этих условиях сопротивление участка трахеобронхиального дерева между точками измерения определяется как $R = (P_2 - P_1) / Q$, где P_1 , P_2 — давления в точках измерения, Q — суммарный объемный расход воздуха, измеренный во рту.

Как показывают описанные в п. 2 опыты, введение катетера вызывает повышение сопротивления участка дыхательных путей, расположенного ниже по потоку от места измерения, которое складывается из сопротивления его головной части и увеличения сопротивления за счет загромождения катетером сечения бронхов, ведущих к месту измерения.

Примем, что система бронх — катетер обладает сопротивлением кольцевого зазора между цилиндрами соответствующих радиусов (см. фиг. 2). При оценках будем считать, что изменение расхода в загроможденном бронхе такое же, как в опытах на модели (фиг. 4). На фиг. 5 представлено отношение $\kappa = R_2 / R_1$ вычисленных таким образом сопротивлений загроможденного (R_2) и свободного (R_1) бронхов в зависимости от номера генерации и суммарного расхода через легкое для катетера диаметром 2 мм ($d_3 = 2$ мм, N — генерации, кривые 1—5 соответствуют значениям $Q = 10; 5; 3; 1; 0,5$). В расчетах приняты геометрические параметры, соответствующие легкому человека [8].

Из фиг. 5 видно, что при форсированном дыхании ($Q > 3$ л/с) измеренное 2-мм катетером сопротивление (давление) может более чем в 2 раза отличаться от его истинной величины, если измерять давление в бронхах выше третьей генерации. При относительно спокойном дыхании ($Q \leq 1$ л/с) такое же различие получается при измерении давления уже в бронхах второй генерации (долевых бронхах). Рассмотренный пример показывает, что возможность использования катетера заданного диаметра для измерения давления в бронхах определенной генерации зависит от условий дыхания (расход) и необходимой точности определения сопротивления.

Описанный пример использования полученных данных для оценки метода измерения внутрибронхиального давления катетером, выполненным в виде трубки Пито, относится к вопросам чисто механическим. Наряду с этим введение катетера и связанное с этим увеличение сопротивления дыхательных путей в некотором отделе легкого может приводить к физиологическим эффектам, которые могут затруднять трактовку и анализ получаемых результатов. Оценка этих эффектов может быть также выполнена на основе полученных данных, но эти вопросы выходят за рамки настоящей работы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Иоффе Л. П., Светышева Ж. А. Механика дыхания. Алма-Ата: Наука, 1975. 129 с.
2. Dekker E., Defares J. G., Heemstra H. Direct measurement of intrabronchial pressure.— Its application to the location of the check-valve mechanism.— J. Appl. Physiol., 1958, v. 13, № 1, p. 35–41.
3. Macklem P. T., Fraser R. G., Bates D. V. Bronchial pressures and dimensions in health and obstructive airway disease.— J. Appl. Physiol., 1963, v. 18, № 4, p. 699–706.
4. Macklem P. T., Wilson N. J. Measurement of intrabronchial pressure in man.— J. Appl. Physiol., 1965, v. 20, № 4, p. 653–663.
5. Macklem P. T., Fraser R. G., Brown W. G. Bronchial pressure measurements in emphysema and bronchitis.— J. Clin. Invest., 1965, v. 44, № 6, p. 897–905.
6. Bjorno L., Pettersson H. Hydro- and hemodynamic effects of catheterization of vessels.— Acta Radiol. Diang., 1977, v. 18, № 1, p. 1–16.
7. Алиевская А. Н., Слезингер И. И., Ширяев В. А. Исследование пьезооптических манометров. Отчет Ин-та мех. МГУ, 1978, № 1990, 63 с.
8. Канаев Н. Н., Шук Л. Л., Кузнецова В. К. Руководство по клинической физиологии дыхания. Л.: Медицина, 1980. 375 с.

Москва

Поступила в редакцию
9.IV.1982