

Математическая модель, описывающая динамику воздушных потоков в турбинном спирометре

А.В. Максимов <maksimov_alexey@inbox.ru>

Е.А. Киселев <evg-kisel2006@yandex.ru>

С.Д. Кургалин <kurgalin@bk.ru>

С.А. Зуев <za_zuev@mail.ru>

Воронежский государственный университет,
394018, Россия, г. Воронеж, Университетская пл., д. 1

Аннотация. Заболевания органов дыхания в настоящее время достаточно распространены, поэтому разработка новых эффективных способов их диагностики является актуальной. В данной работе мы описываем разработанную нами математическую модель взаимодействия потоков воздуха с подвижными частями прибора для недавно созданного турбинного спирометра нового типа. Он обладает рядом технических особенностей, которые должны быть учтены при моделировании. Среди прочих это достаточно существенная инерция турбины и слабое трение. Модель основана на уравнении моментов и содержит несколько эмпирических параметров. Поскольку трение в системе мало, то основные соотношения рассматриваются в линейном приближении. Экспериментальная проверка модели проведена в двух режимах работы спирометра. Во-первых, исследовано движение турбины по инерции после выключения внешнего источника воздуха. Во-вторых, проанализирована зависимость угловой скорости вращения турбины от скорости внешнего постоянного потока воздуха. Расчеты показали, что в указанных двух режимах разработанная математическая модель достаточно хорошо описывает результаты экспериментов. Также в настоящей работе указан простой способ определения эмпирических параметров на этапе калибровки прибора. Он основан на применении метода наименьших квадратов и не требует привлечения больших вычислительных мощностей. Это является важным обстоятельством, поскольку исследуемый спирометр предназначен для использования не только в специализированных медицинских учреждениях, но также и в бытовых условиях. На базе соотношений разработанной математической модели, предложен численный метод нахождения скорости входного потока воздуха. Это позволяет, опираясь на показания прибора, получать клинически значимую информацию о состоянии органов дыхания.

Ключевые слова: медицинская диагностика; спирометр; математическая модель; разработка медицинских приборов; турбинный спирометр; органы дыхания; портативный медицинский прибор; динамика воздушных потоков; датчик

DOI: 10.15514/ISPRAS-2019-31(1)-7

Для цитирования: Максимов А.В., Киселев Е.А., Кургалин С.Д., Зуев С.А. Математическая модель, описывающая динамику воздушных потоков в турбинном спирометре. Труды ИСП РАН, том 31, вып. 1, 2019 г., стр. 105-114. DOI: 10.15514/ISPRAS-2019-31(1)-7

1. Введение

Поскольку в настоящее время заболевания органов дыхания имеют достаточно высокую распространенность, разработка новых эффективных способов их медицинской диагностики является актуальной. Помимо выявления наличия определенных заболеваний, точная их диагностика помогает подобрать оптимальную дозу лечебных препаратов в зависимости от текущего состояния пациента. Эта проблема становится особенно острой, когда пациент не

находится в условиях стационара. Поэтому важным направлением медицинского приборостроения является разработка компактных спирометров, которые можно использовать не только в специализированных медицинских учреждениях, но и в бытовых условиях.

В последние десятилетия стремительное развитие получили микротехнологии, а также появилось множество способов удаленной передачи данных. Это обеспечило необходимую технологическую базу для создания портативных приборов, приспособленных для использования в домашних условиях и использующих удаленный обмен информацией с лечащим врачом. Основной технической трудностью при создании компактных спирометров является разработка малогабаритных датчиков, преобразующих движение воздушных потоков при дыхании в электрические сигналы. Одно из популярных решений данной проблемы – применение в приборах для измерения объемной скорости дыхания турбинных датчиков, имеющих сравнительно небольшой размер, но вполне сопоставимых по точности измерения скорости входного потока воздуха, например, с трубкой Флейша [1, 2].

При использовании турбинных датчиков, применяемых в настоящее время в спирометрии, возникает следующая проблема. С одной стороны, датчик должен быть компактным и обладать высокой чувствительностью при измерении параметров дыхания. По этой причине детали его конструкции должны иметь минимально возможные размеры и вес. С другой стороны, спирометр периодически необходимо подвергать санитарной обработке в целях соблюдения гигиены. Поэтому он должен легко разбираться, а его детали обладать достаточной прочностью [3]. В связи с этим существует необходимость создания спирометра нового типа с простой технологией санитарной обработки, но обеспечивающего при этом достаточную для диагностики точность измерения скорости потоков воздуха. Этот прибор и представлен в настоящей работе. Разработка таких приборов связана с изучением динамики потоков воздуха, формирующихся в их внутреннем пространстве. В связи с созданием нового вида спирометра, имеющего конструкцию, отличную от существующих, возникла необходимость построения и новой математической модели, которая учитывала бы его специфику и с достаточной степенью точности описывала динамику воздушных потоков внутри прибора.

Для математического описания движения потоков воздуха обычно используется модель сплошной среды. В этом подходе объектами изучения являются поле скоростей, распределение давления, плотности и температуры. Движение воздуха обычно описывается уравнением Навье – Стокса, которое для получения однозначного решения, дополняют уравнением неразрывности, уравнением состояния и уравнением теплопроводности [4].

Точное решение указанной выше задачи возможно лишь в нескольких частных случаях, а численное ее решение имеет большую вычислительную сложность [5]. Поэтому весьма актуальным является использование различных упрощенных моделей [6, 7]: уравнения Рейнольдса, модель Спаларта–Аллмараса, модели $k - \epsilon$ и $k - \omega$ и др. Решение уравнений, составляющих основу этих моделей, также является достаточно сложным, поэтому часто в аэродинамике ограничиваются какими-либо эмпирическими формулами [8]. Математические модели такого рода, как правило, просты и поэтому для расчетов не требуется использовать значительные компьютерные ресурсы. Поскольку разработанный нами прибор предназначен для применения также и в домашних условиях, за основу модели будет взят именно такой подход.

Таким образом, целью настоящей работы является создание математической модели взаимодействия воздушных потоков с подвижными частями прибора для турбинного спирометра нового типа, не требующей для проведения расчетов больших вычислительных мощностей.

2. Материалы и методы исследования

2.1 Описание турбинного спирометра

Схема исследуемого турбинного спирометра и основные элементы его конструкции представлены на рис. 1. Цифрами 1 и 2 на схеме обозначены проницаемые перегородки, которые закручивают поток воздуха, цифрой 3 – подвижная турбина, удерживаемая двумя неодимовыми магнитами 4 и 5. Количество оборотов турбины регистрируется оптическим датчиком 6. \vec{u} – скорость входного потока воздуха, $\vec{\omega}$ – угловая скорость вращения турбины, \vec{L} – момент импульса турбины, I – ее момент инерции относительно оси z .

В отличие от аналогичных турбинных датчиков Gold Standart и flowMir, используемых в спирометрах компаний Micro Medical и Mir, данный прибор содержит турбину, которая массивнее в несколько раз. Благодаря этому она является более прочной. Следовательно, вероятность того, что она выйдет из строя при разборке или сборке прибора для санитарной обработки будет меньше, чем у спирометров Micro Medical, Mir или подобных им.

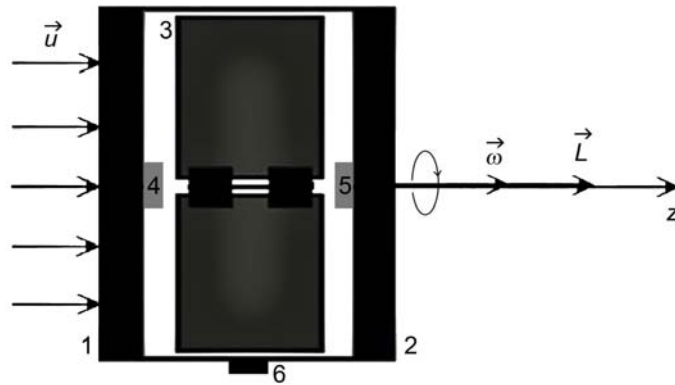


Рис. 1. Схема турбинного спирометра, элементы его конструкции (1–6) и основные обозначения
Fig. 1. Scheme of the turbine spirometer, elements of its structure (1–6) and basic notations

Другой особенностью конструкции является фиксация оси турбины в корпусе прибора с помощью неодимовых магнитов, а не традиционным механическим способом, как это обычно происходит в других устройствах такого типа. Это позволяет легко разбирать и собирать прибор, а также существенно снижает трение в системе, повышая тем самым его чувствительность к малым изменениям скорости входного потока воздуха. Кроме того, в отличие от известных аналогов в приборе используется только один оптический датчик, регистрирующий инфракрасный сигнал, отраженный от лопастей турбины, покрытых поочередно черным и белым пластиком PLA. Данный тип покрытия достаточно долговечен и при этом нетоксичен.

Датчик 6 (рис. 1) срабатывает в тот момент, когда мимо него проходит поверхность лопасти белого цвета. За один оборот турбины он регистрирует появление сигнала трижды, поскольку у турбины имеется шесть лопастей. Таким образом, если произойдет случайное несрабатывание датчика, то погрешность при подсчете количества оборотов за некоторый промежуток времени составит не один полный оборот, а лишь его часть. Некоторые из указанных выше инженерных решений уже были использованы нами ранее в иной конструкции турбинного спирометра [9].

2.2 Формулировка математической модели

В качестве основного соотношения математической модели мы используем уравнение моментов, которое в проекциях на ось z имеет вид

$$\frac{dL_z}{dt} = M_1(u_z) + M_2(\omega_z), \quad (1)$$

где $M_1(u_z)$ – момент сил, действующий на турбину, который обусловлен движением потоков воздуха в приборе (мы предполагаем, что он зависит только от проекции скорости входного потока воздуха u_z), $M_2(\omega_z)$ – момент сил, вызванный трением, $L_z = I\omega_z$. Будем считать, что ось z направлена в сторону движения потока воздуха при выдохе. Общий вид функций $M_1(u_z)$ и $M_2(\omega_z)$ мы устанавливаем эмпирически.

Сначала рассмотрим вращение турбины по инерции после выключения источника, подававшего в течение длительного времени воздух через проницаемую перегородку 1 (см. рис. 1) с постоянной скоростью. В этой ситуации довольно быстро остаточное продольное движение воздуха прекращается: $u_z = 0$. В то же время турбина в течение нескольких секунд продолжает вращаться по инерции.

Формула (1) при этих условиях дает

$$I \frac{d\omega_z}{dt} = M_2(\omega_z). \quad (2)$$

Рассмотрим простейший линейный вид функции $M_2(\omega_z)$

$$M_2(\omega_z) = -Q - P\omega_z, \quad (3)$$

где P и Q – некоторые положительные коэффициенты. Подставив (3) в (2), получим следующее дифференциальное уравнение относительно функции $\omega_z(t)$

$$\frac{d\omega_z}{dt} = -q - p\omega_z, \quad (4)$$

где $p = P/I$, $q = Q/I$. Решение уравнения (4) имеет вид

$$\omega_z(t) = \omega_z(0)e^{-pt} - \frac{q}{p}(1 - e^{-pt}). \quad (5)$$

Чтобы выяснить насколько соотношение (5) применимо на практике, мы провели 10 экспериментов по исследованию движения турбины по инерции после выключения внешнего потока воздуха и сравнили фактически полученные зависимости $\omega_z(t)$ с моделью (5). Параметры p и q рассчитывались при этом методом наименьших квадратов.

Для оценки степени соответствия разрабатываемой модели экспериментальным данным вычислялся коэффициент корреляции R между теоретическим и экспериментальным рядом значений

$$R = \frac{(\overline{\omega_T \omega_E}) - (\overline{\omega_T})(\overline{\omega_E})}{\sqrt{D_T} \sqrt{D_E}}, \quad (6)$$

где ω_E – экспериментально измеренное значение угловой скорости, ω_T определяется формулой (5), D_E и D_T – соответствующие дисперсии, черта сверху обозначает среднее значение.

Мы рассчитывали также отклонение δ экспериментальной зависимости от теоретической по среднеквадратичной норме

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\omega_i^T - \omega_i^E)^2}{n}}, \quad (7)$$

где n – количество измерений.

Для исследования зависимости $M_1(u_z)$ было проведено 12 измерений величины угловой скорости вращения турбины ω_z при разных значениях скорости входного потока воздуха u_z в стационарном режиме работы спирометра: прибор подвергался длительному воздействию внешнего источника воздуха, обеспечивавшего постоянное значение величины u_z на входе. Скорость u_z измерялась с помощью анемометра, который имеет точность $\sim 0,1$ м/с. По характеру зависимости $\omega_z(u_z)$ можно судить и о поведении функции $M_1(u_z)$.

3. Результаты исследований и их обсуждение

3.1 Движение турбины по инерции

Выполненные расчеты показали, что представленная теоретическая модель (5) достаточно хорошо согласуется с экспериментальными данными. Коэффициент корреляции во всех случаях в среднем имеет величину $\sim 0,97$, отклонение по среднеквадратичной норме $\delta \sim 3 \text{ c}^{-1}$.

На рис. 2 и 3 показаны графики зависимости $\omega_z(t)$ при разных значениях $\omega_z(0)$.

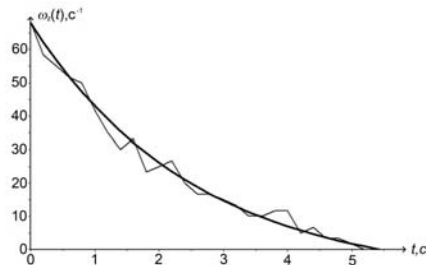


Рис. 2. Экспериментальная (тонкая линия) и теоретическая (жирная линия) зависимости угловой скорости от времени (начальная скорость 68 c^{-1})

Fig. 2. Experimental (thin line) and theoretical (bold line) dependences of the angular velocity on time (the initial velocity is 68 c^{-1})

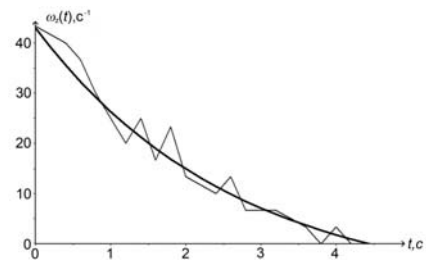


Рис. 3. Экспериментальная (тонкая линия) и теоретическая (жирная линия) зависимости угловой скорости от времени (начальная скорость 43 c^{-1})

Fig. 3. Experimental (thin line) and theoretical (bold line) dependences of the angular velocity on time (the initial velocity is 43 c^{-1})

Как следует из рис. 2, 3, отклонение экспериментальной кривой от теоретической носит знакопеременный характер. Кроме того, оно достаточно мало $\delta \sim 3 \text{ c}^{-1}$ по сравнению со средней скоростью ω_z , поэтому, с учетом высокого значения коэффициента корреляции $R \sim 0,97$, оно вполне может объясняться случайными факторами (небольшие колебания оси турбины, случайные несрабатывания оптического датчика и т. д.).

Во всех проведенных экспериментах значения параметров p и q оказались близкими. Например, в случае, соответствующем рис. 2, $p \approx 0,39 \text{ c}^{-1}$ и $q \approx 3,6 \text{ c}^{-2}$. В эксперименте, соответствующем рис. 3, получено, что $p \approx 0,38 \text{ c}^{-1}$ и $q \approx 3,7 \text{ c}^{-2}$. Это также свидетельствует в пользу того, что достаточно простая математическая модель (3) в данной ситуации вполне применима, поскольку, как мы видим из рис. 2 и 3, в среднем она отражает основные экспериментальные закономерности поведения функции $\omega_z(t)$.

3.2 Движение турбины в стационарном режиме

Рассмотрим стационарный режим работы спирометра, т.е. случай когда $u_z = \text{const}$.

На рис. 4 изображен график зависимости ω_z от u_z . Представленная на графике теоретическая зависимость является линейной функцией

$$\omega_z = k(u_z - u_{\min}), \quad (8)$$

которая была построена методом наименьших квадратов. Коэффициент корреляции (6) здесь достаточно велик и составляет величину $R \sim 0,98$. Отклонение по среднеквадратичной норме $\delta \sim 2 \text{ c}^{-1}$ на исследуемом участке мало по сравнению со средним значением ω_z .

Таким образом, проведенные эксперименты показывают, что зависимость ω_z от u_z в рассматриваемой ситуации близка к линейной, а имеющиеся отклонения экспериментальной кривой от теоретической (8) можно объяснить случайными факторами. Подобное обстоятельство другими авторами отмечалось ранее и для иных типов конструкций турбинного спирометра [3, 10–12].

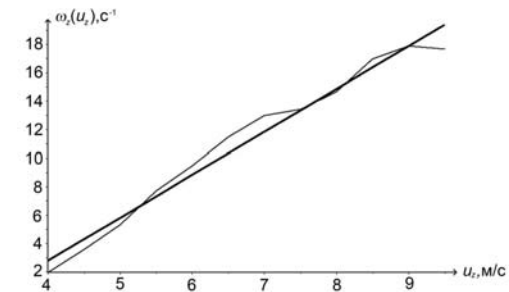


Рис. 4. Экспериментальная (тонкая линия) и теоретическая (жирная линия) зависимости угловой скорости от скорости внешнего потока воздуха при стационарном режиме работы спирометра

В силу формулы (8) логично будет предположить, что функция $M_1(u_z)$ также линейно зависит от скорости u_z

$$M_1(u_z) = Au_z, \quad (9)$$

где A – некоторая положительная постоянная.

Покажем, что модель (9) при $u_z = \text{const}$ приводит к соотношению (8). С этой целью подставим формулы (9) и (3) в уравнение моментов (1)

$$\frac{dL_z}{dt} = I \frac{d\omega_z}{dt} = Au_z - Q - P\omega_z = 0. \quad (10)$$

Поделим (10) на момент инерции I и обозначим $a = A/I$, после чего получим:

$$au_z - q - p\omega_z = 0. \quad (11)$$

Отсюда непосредственно следует выражение (8), где коэффициенты k , u_{\min} и a связаны следующими простыми соотношениями

$$k = \frac{a}{p}, u_{\min} = \frac{q}{a}. \quad (12)$$

3.3 Измерение объемной скорости дыхания и калибровка прибора

С учетом (3) и (9) соотношение (1) будет выглядеть следующим образом

$$\frac{d\omega_z}{dt} = au_z - p\omega_z - q. \quad (13)$$

Эмпирические постоянные a , p и q следует определять на этапе калибровки прибора.

Предположим, что известны все эмпирические константы, тогда мы предлагаем следующий численный метод для нахождения скорости входного потока воздуха u_z . Сначала с помощью оптического датчика количества оборотов методом конечных разностей определяем ω_z . Затем вычисляем производную $d\omega_z/dt$ также методом конечных разностей. Далее из формулы (13) выражаем интересующую нас скорость u_z через угловую скорость вращения турбины ω_z и ее первую производную

$$u_z = \frac{1}{a} \frac{d\omega_z}{dt} + \frac{p}{a} \omega_z + \frac{q}{a}. \quad (14)$$

С учетом (12) соотношение (14) можно записать и более кратко

$$u_z = \frac{1}{a} \frac{d\omega_z}{dt} + \frac{1}{k} \omega_z + u_{\min}. \quad (15)$$

Формула (15) является основой математической модели взаимодействия потоков воздуха в данном спирометре с его подвижными частями (турбиной). Она позволяет, используя описанный выше численный метод, находить скорость u_z в любой момент времени, а с ее помощью, в свою очередь, можно определять клинически значимые параметры дыхания, такие как объем форсированного выдоха (объем воздуха в литрах при совершении резкого выдоха), среднюю и мгновенную объемную скорость дыхания и др., которые имеют важное значение в медицинской диагностике [13, 14]. Для этого необходимо полученную скорость u_z умножить на площадь входного отверстия спирометра и результат выразить в литрах в секунду. Затем, с учетом температуры и влажности внутри прибора, требуется привести найденное значение объема выдыхаемого воздуха к альвеолярным условиям (температура 37° С, влажность 100 %, давление 760 мм рт. ст.). [13]

Итак, для практического использования формулы (15), остается определить три параметра: k , u_{\min} и a , что можно сделать на этапе калибровки. Для этого, выполнив сначала серию экспериментов в стационарном режиме работы спирометра, необходимо найти величины k и u_{\min} . Для обеспечения надежности результатов, полученных методом наименьших

квадратов обычно бывает достаточно провести 10–15 измерений. Затем, проведя серию измерений в ситуации, когда турбина вращается по инерции, можно определить величины p и q также методом наименьших квадратов. После этого нужно найти параметр a с помощью (12), т. е. по формуле $a = kp = q/u_{\min}$. При этом калибровочные измерения следует проводить при различных значениях температуры и влажности с некоторой дискретизацией, сохранив полученные данные в памяти прибора. Это необходимо, поскольку от данных параметров зависит плотность воздуха и его вязкость. В специализированных таблицах температура обычно изменяется с шагом 1–2° С [13]. Выбор оптимальной частоты дискретизации для данного прибора требует проведения дополнительного исследования.

Таким образом, на основе математической модели, которую дает формула (15), нами получен способ калибровки исследуемого спирометра, а также, опираясь на результаты измерений угловой скорости ω_z , сформулирован достаточно простой численный метод для нахождения скорости входного потока воздуха u_z .

4. Заключение

В данной работе предложена математическая модель для разработанного нами турбинного спирометра новой конструкции, описывающая взаимодействие воздушных потоков, характеризующихся скоростью $u_z(t)$, с турбиной прибора, движение которой описывается угловой скоростью $\omega_z(t)$. Главное практическое значение для определения параметров выдоха имеет формула (15), так как она позволяет, зная зависимость $\omega_z(t)$, вычислять скорость входного потока воздуха $u_z(t)$. По этим данным можно судить о клинически значимых параметрах дыхания.

Расчеты в рамках представленной новой математической модели не требуют привлечения больших вычислительных мощностей, что является важным, поскольку разработанный спирометр, предназначен для широкого применения в различных условиях, в том числе и домашних. Таким образом, поставленную цель можно считать достигнутой.

Достоверность результатов данной работы и возможность практического применения представленной здесь математической модели экспериментально подтверждается. Полученные соотношения для момента силы сопротивления (3) и момента, вызванного движением внешних потоков воздуха (9), описывают основные характерные особенности, экспериментальных кривых. Высокое значение коэффициента корреляции $R \sim 0,97$ позволяет сделать вывод, что имеющиеся отклонения экспериментальных кривых от теоретических обусловлены в основном случайными факторами, например, периодическим несрабатыванием оптического датчика, колебаниями оси турбины и т. п.

Основываясь на результатах проведенных экспериментов, предложен способ калибровки прибора. Для его реализации необходимо выполнить измерения угловой скорости вращения турбины ω_z в двух ситуациях: вращение турбины по инерции после выключения внешнего источника воздуха и в стационарном режиме работы спирометра, т. е. под действием потока воздуха постоянной скорости u_z . Это позволяет, применяя метод наименьших квадратов, достаточно легко найти все необходимые эмпирические параметры k , u_{\min} и a , а если известны эти параметры, то формула (15) дает простой численный метод нахождения скорости входного потока воздуха u_z .

Определенные трудности при калибровке связаны с необходимостью вычисления указанных выше параметров при разных значениях температуры и влажности внутри и снаружи прибора. В дальнейшем предполагается усовершенствовать математическую модель, путем включения в нее результатов исследования зависимости параметров k , u_{\min} и a от

влажности и температуры. Это позволит уменьшить объем данных, хранимых в приборе (величины k , u_{\min} и a при разных значениях температуры и влажности), и существенно упростить процедуру его калибровки.

Список литературы

- [1]. Godschalk I., Brackel H.J., Peters J.C., Bogaard J.M. Assessment of accuracy of applicability of a portable electronic diary card spirometer for asthma treatment. *Respiratory Medicine*, vol. 90, no. 10, 1996, pp. 619-622.
- [2]. Yeh M.P., Adams T.D., Gardner R.M., Yanowitz F.G. Turbine flowmeter vs. Fleisch pneumotachometer: a comparative study for exercise testing. *Journal of Applied Physiology*, vol. 63, no. 3, 1987, pp. 1289-1295.
- [3]. Сокол Е.И., Кипенский А.В., Томашевский Р.С., Король Е.И., Гура Ю.Н. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы. Технічна електродинаміка: тем. вип. Проблеми сучасної електротехніки, ч. 3, 2008, стр. 119-124.
- [4]. Лойцянский Л.Г. Механика жидкости и газа. Дрофа, Москва, 2003 г., 840 стр.
- [5]. Ахметов В.К., Шкадов В.Я. Численное моделирование вязких вихревых течений для технических приложений. АСВ, Москва, 2009 г., 176 стр.
- [6]. Гарбарук А.В., Стрелец М.Х., Шур М.Л. Моделирование турбулентности в расчетах сложных течений. Изд-во Политехнического университета, Санкт-Петербург, 2012 г., 88 стр.
- [7]. Димитриенко Ю.И. Нелинейная механика сплошной среды. Физматлит, Москва, 2009 г., 624 стр.
- [8]. Голубев А.Г., Калугин В.Т., Луценко А.Ю., Москаленко В.О., Столярова Е.Г., Хлупнов А.И., Чернуха П.А. Аэродинамика. Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 2010 г., 687 стр.
- [9]. Дыхательный тренажер, патент № 171354, Российская федерация, заявка № 2016145837 22.11.2016, опубликован 29.05.2017, бюл. № 16, 2 стр.
- [10]. Chowienczyk P.J., Lawson C.P. Pocket-sized device for measuring forced expiratory volume in one second and forced vital capacity. *British Medical Journal*, vol. 285, 1982, pp. 15-17.
- [11]. Goreke U., Habibi S., Azgin K., Beyaz M. A MEMS turbine prototype for respiration harvesting. *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 660, no. 1, 2015.
- [12]. Goreke U., Habibi S., Azgin K., Dogrusoz Y.S. The Development and Performance Characterization of Turbine Prototypes for a MEMS Spirometer. *IEEE Sensors*, vol. 16, no. 3, 2016, pp. 628-633.
- [13]. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. Изд-во Познавательная книга Пресс, Москва, 2003 г., 77 стр.
- [14]. Чучалин А.Г., Черняк А.В., Чикина С.Ю., Авдеев С.Н., Науменко Ж.К., Неклюдова Г.В., Айсанов З.Р., Калманова Е.Н. Функциональная диагностика в пульмонологии: Практическое руководство. Издательский холдинг Атмосфера, Москва, 2009 г., 192 стр.

Mathematical model describing air flow dynamics in a turbine spirometer

A.V. Maksimov <maksimov_alexey@inbox.ru>
E.A. Kiselev <evg-kisel2006@yandex.ru>
S.D. Kurgalin <kurgalin@bk.ru>
S.A. Zuev <sa_zuev@mail.ru>
Voronezh State University,
1, Universitetskaya sq., Voronezh, 394018, Russia

Abstract. Diseases of the respiratory system are currently quite common, so the development of new effective ways to diagnose them is relevant. In this paper, we describe a mathematical model developed by us for the interaction of air flows with moving parts of a device for a recently created turbine spirometer of a new type. It has a number of technical features that must be taken into account when modeling. Among others, this is quite substantial inertia of the turbine and low friction. The model is based on the moment equation and contains several empirical parameters. Since the friction in the system is small, the main relations are considered in the linear approximation. Experimental verification of the model was carried out in two modes of operation of the

spirometer. Firstly, the inertial motion of the turbine after turning off the external air source was investigated. Secondly, the dependence of the angular velocity of rotation of the turbine on the speed of an external constant air flow was analyzed. The calculations showed that in this two modes, the developed mathematical model describes the experimental results quite well. Also in this paper a simple method is given for determining empirical parameters at the device calibration stage. It is based on the use of the least squares method and does not require the involvement of large computational powers. This is an important circumstance, since the spirometer under investigation is intended for use not only in specialized medical institutions, but also in home conditions. On the base of the relations of the developed mathematical model, a numerical method is proposed for finding the velocity of the incoming air flow. This allows, basing on the readings of the device, to obtain clinically relevant information about the state of the respiratory system.

Keywords: medical diagnostics; spirometer; mathematical model; development of medical devices; turbine spirometer; respiratory organs; portable medical device; dynamics of air flows; sensor.

DOI: 10.15514/ISPRAS-2019-31(1)-7

For citation: Maksimov A.V., Kiselev E.A., Kurgalin S.D., Zuev S.A. Mathematical model describing air flow dynamics in a turbine spirometer. *Trudy ISP RAN/Proc. ISP RAS*, vol. 31, issue 1, 2019, pp. 105-114 (in Russian). DOI: 10.15514/ISPRAS-2019-31(1)-7

References

- [1]. Godschalk I., Brackel H.J., Peters J.C., Bogaard J.M. Assessment of accuracy of applicability of a portable electronic diary card spirometer for asthma treatment. *Respiratory Medicine*, vol. 90, no. 10, 1996, pp. 619-622.
- [2]. Yeh M.P., Adams T.D., Gardner R.M., Yanowitz F.G. Turbine flowmeter vs. Fleisch pneumotachometer: a comparative study for exercise testing. *Journal of Applied Physiology*, vol. 63, no. 3, 1987, pp. 1289-1295.
- [3]. Sokol E.I., Kipenskij A.V., Tomashevskij R.S., Korol' E.I., Gura Yu.N. Spirometry. Its technical support. Problems and perspectives. *Tekhnichna elektrodinamika: tem. vip. Problemi suchasnoi elektrotehniki* [Technical electrodynamics: thematic issue Problems of modern electrical engineering], vol. 3, pp. 119-124, 2008 (in Russian)
- [4]. Lojcyanskij L.G. Mechanics of fluid and gas. *Izd. Drofa* [Drofa publ.], Moscow, 2003, 840 p. (in Russian)
- [5]. Ahmetov V.K., Shkadov V.Ya. Numerical modeling of viscous vortex flows for technical applications. *Izd. ASV* [ASV publ.], Moscow, 2009, 176 p. (in Russian)
- [6]. Garbaruk A.V., Strelec M.H., Shur M.L. Modeling of turbulence in the calculations of complex flows. *Izd. Politehnicheskogo universiteta* [Publ. of Polytechnical University], Saint-Petersburg, 2012, 88 p. (in Russian)
- [7]. Dimitrienko Yu.I. Nonlinear continuum mechanics. *Izd. Fizmatlit* [Fizmatlit publ.], Moscow, 2009, 624 p. (in Russian)
- [8]. Golubev A.G., Kalugin V.T., Lucenko A.Yu., Moskalenko V.O., Stolyarova E.G., Hlupnov A.I., Chernuha P.A. Aerodynamics. *Izd. MG TU im. N.E. Bauman* [Publ. of Bauman Moscow State Technical University], Moscow, 2010, 687 p. (in Russian)
- [9]. Respiratory training apparatus, patent № 171354, Russian Federation, request № 2016145837 22.11.2016, publication 29.05.2017, bulletin № 16, 2 p. (in Russian)
- [10]. Chowienczyk P.J., Lawson C.P. Pocket-sized device for measuring forced expiratory volume in one second and forced vital capacity. *British Medical Journal*, vol. 285, 1982, pp. 15-17.
- [11]. Goreke U., Habibi S., Azgin K., Beyaz M. A MEMS turbine prototype for respiration harvesting. *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 660, no. 1, 2015.
- [12]. Goreke U., Habibi S., Azgin K., Dogrusoz Y.S. The Development and Performance Characterization of Turbine Prototypes for a MEMS Spirometer. *IEEE Sensors*, vol. 16, no. 3, 2016, pp. 628-633.
- [13]. Starshov A.M., Smirnov I.V. Spirography for professionals. *Izd Poznavatel'naya kniga Press* [Poznavatel'naya kniga Press publ.], Moscow, 2003, 77 p. (in Russian)
- [14]. Chuchalin A.G., Chernyak A.V., Chikina S.Yu., Avdeev S.N., Naumenko Zh.K., Neklyudova G.V., Ajsanov Z.R., Kalmanova E.N. Functional Diagnostics in Pulmonology: A Practical Guide. *Izdatel'skij holding Atmosfera* [Publishing holding Atmosfera], Moscow, 2009, 192 p. (in Russian)