

*Г.Н.Лукьянов
А.А.Рассадина
Санкт-Петербург, Россия*

*G.N.Lukyanov,
A.A.Rassadina
St. Petersburg, Russia*

ОЦЕНКА КОЭФФИЦИЕНТА ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ В ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

ASSESSING HYDRODYNAMIC RESISTENCE COEFFICIENT WITHIN ENERGETIC MODEL OF THE HUMAN UPPER RESPIRATORY TRACT

Аннотация: Рассмотрена энергетическая модель верхних дыхательных путей человека, для которой оценен коэффициент гидродинамического сопротивления. Внутренняя полость носа представлена как система, состоящая из последовательного и параллельного соединения каналов. При разработке модели было принято: (1) разделение центральной струйки потока вдыхаемого воздуха (далее струйки тока) на четыре потока в области преддверия носа; (2) центральное распределение струек тока внутри общего, верхнего, среднего и нижнего носовых ходов; (3) объединение струек тока в одну в области хоаны; (4) повторение картины перераспределения струек тока при обратном движении воздуха из области хоаны в область преддверия носа. Необходимые в расчете коэффициента скорости воздушного потока на различных участках полостей носа, а именно - в области преддверия носа, хоанах, верхнем, среднем, нижнем и общем носовых ходах, были определены в процессе моделирования движения воздушных потоков внутри натурной модели носа. Натурная модель носа с пазухами была выполнена из эпоксидного материала в натуральную величину. Для измерения скорости воздушного потока внутри модели: в области преддверия носа, общем, верхнем, среднем и нижнем носовых ходах и хоанах, были размещены миниатюрные бусиновые тремоанемометры. В основе энергетической модели закон сохранения энергии для стационарного потока несжимаемой жидкости (уравнение Бернулли) и правила Кирхгоффа. Решение уравнения Бернулли выполнено со следующими допущениями: (1) масса относится к единице объема отдельно взятой струйки, и, т. к., плотность воздуха при его движении внутри объема не меняется, ее можно считать одинаковой в сечениях 1-1 (область преддверия носа) и 2-2 (область хоан); (2) т.к. размеры модели невелики, доля потенциальной энергии внутри носовых ходов не рассматривалась; (3) количество теплоты, подводимое к единице массы в каждом сечении, зависит от температуры нагретых стенок, которая постоянна для всей полости носа, поэтому принято, что $E_{мен1} = E_{мен2}$ и в дальнейших вычислениях не рассматривалось; (4) скорость воздушного потока максимальна в центре потока, следовательно, при условии расположения анемометра в этой области при моделировании дыхания, максимальное значение поверхностной и временной скоростей совпадут, тогда средний поверхностный интеграл изменения скорости внутри рассматриваемого

Abstract: The article describes a model of energy transfer in human upper respiratory tract, for which we estimate the hydrodynamic drag coefficient. The internal cavity of the nose represents a system of series- and parallel- connected channels. While modeling, we assumed the following points: (1) separation of central flow of inhaled air (hereinafter referred to as a stream filament) into four streams within nasal vestibule; (2) central distribution of stream filaments into communis, superior, medius, and inferior nasal meatus; (3) merging of the stream filaments into one in the choanae; (4) repetition of the pattern of redistribution of stream filaments under the reverse movement of air from choanae to the nasal vestibule. During the modeling of air flows inside the full-scale model of the nose the air flow velocity rate, which is necessary to calculate hydrodynamic drag coefficient, was determined for different parts of the nasal cavities, namely – nasal vestibule, choanae, superior, medius, inferior and communis nasal meatus. Full-scale model of the nose sinus was made of epoxy. For measuring velocity of air flow miniature bead heat-loss anemometers were placed inside the model: in the nasal vestibule, communis, superior, medius and inferior nasal meatus and choanae. The model's energy transfer is based on the law of conservation for steady incompressible fluid flows (Bernoulli's equation) and Kirchhoff's rules. Solution of the Bernoulli's equation is founded on the following assumptions: (1) mass refers to the volume of a separate stream filament, and, since the density of the air as it moves inside the volume does not change, it can be considered identical in sections 1-1 (nasal vestibule) and 2-2 (choanae); (2) the share of the potential energy was not considered inside the nasal meatus due to the small size of the model; (3) the quantity of heat supplied to a unit mass in each section depends on the temperature of the heated walls, which is constant in the entire nasal cavity, therefore it is assumed that $E_{heat1} = E_{heat2}$ and is not considered in further calculations; (4) air flow velocity is maximum in the center of the flow, hence, due to the location of anemometer in this area, the maximum surface velocity and time velocity would coincide, causing the average surface integral of velocity change within the section can be replaced by time averaging; (5) because the density of the medium is constant, kinetic energy can be taken outside the integral sign; (6) air temperature inside the model can be considered approximately the same and equal to the temperature of the medium, then the values of the internal energy in sections 1-1 and 2-2 can be regarded as the same and not

сечения можно заменить осреднением по времени; (5) т.к. плотность среды постоянна, кинетическую энергию можно вынести за знак интеграла; (6) температуру воздуха внутри модели можно считать примерно одинаковой и равной температуре среды, тогда значения внутренней энергии в сечениях 1-1 и 2-2 можно считать одинаковыми и при расчете коэффициента гидравлического сопротивления не рассматривать; (7) статическое давление в сечении зависит от скорости воздушного потока, поэтому его, как и скорость, можно принять как некоторую усредненную величину. Результаты моделирования показали: (1) при вдохе коэффициент гидродинамического сопротивления оказался минимальным для области верхнего и нижнего носовых ходов и максимален в областях общего и среднего носовых ходом; (2) при выдохе величина гидродинамического сопротивления падает при движении воздуха по среднему и общему носовым ходам.

Ключевые слова: аэродинамика дыхательного цикла; коэффициент носового сопротивления; коэффициент гидродинамического сопротивления.

Сведения об авторах: Геннадий Николаевич Лукьянов, заведующий кафедрой электроники, Анна Александровна Рассадина, доцент кафедры электроники.

Место работы: Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики.

Контактная информация: 198216, г. Санкт-Петербург, бульвар Новаторов, д. 39, кв. 43; тел.: 9500472558.
E-mail: a.a.rassadina@gmail.com

considered in the calculation of the hydrodynamic resistance coefficient; (7) the static pressure in the cross section depends on the air flow velocity, therefore, it as the velocity can be taken as an average value. The simulation results showed that: (1) during an intake of breath, hydrodynamic resistance coefficient was the lowest for the superior and inferior nasal meatus and was maximal in the communis and medius nasal meatus; (2) during exhalation the value of hydrodynamic resistance coefficient decreases because of the air movement in the communis and medius nasal meatus.

Key words: respiratory cycle aerodynamics; nasal resistance coefficient; hydrodynamic resistance coefficient.

About the authors: Gennadij Nikolaevich Lukyanov, Head of Electronics Department; Anna Aleksandrovna Rassadina, Assistant Professor at the Electronics Department.

Place of employment: St. Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics.

Исследование движения воздушных потоков внутри полостей носа, представляющих сложную нерегулярную структуру каналов и пазух, открывает путь к пониманию сложных процессов в дыхательной системе человека. Внутренняя архитектура носа определяет проходимость носовых каналов. Нарушения ее сечений являются проявлением ряда серьезных заболеваний, таких как риниты, в том числе аллергические, синуситы, полипы и др. [4]. Важную роль в определении проходимости верхних дыхательных путей ринология отводит оценке коэффициента носового сопротивления, объективно отражающего нарушения аэродинамики дыхательного цикла. Коэффициент носового сопротивления является аналогом коэффициента гидродинамического сопротивления крови, предложенного французским физиологом Пуазейлем для ламинарного течения крови в сосуде постоянного сечения, и определяется по величине перепада давления и расхода внутри трубки, подводимой к органам дыхания. Проведенные исследования, например [3; 6], показали, что движение воздуха внутри полостей носа и околоносовых пазух не является однозначно ламинарным и сопровождается наличием на некоторых участках турбулентных вихрей. В этой связи возникает необходимость привлечения новых, более чувствительных к турбулентному потоку моделей. Кроме того, важность представляет оценка коэффициента на различных участках внутреннего сечения носа, что, в связи с особенностями строения носа, возможно только при применении моделирования.

Предлагаемая вниманию читателя вычислительная модель основана на применении закона сохранения энергии при распределении воздушных потоков внутри полостей носа человека. Необходимые в расчете коэффициента скорости воздушного потока на различных участках полостей носа, а именно — в области преддверия носа, хоанах, верхнем, среднем,

нижнем и общем носовых ходах, были определены в процессе моделирования движения воздушных потоков внутри натурной модели носа [5]. Коэффициент носового сопротивления в вычислительной модели заменен на коэффициент гидродинамического сопротивления, являющийся безразмерной величиной и обладающий аналогичным физическим смыслом [2]. Внутренняя полость носа рассмотрена как система, состоящая из последовательного и параллельного соединения каналов (рис. 1). В энергетической модели принято:

- в области преддверия носа, в некоторой точке, удаленной от входа в нос, центральная струйка тока делится на четыре части;
- после некоторого неравновесного положения образовавшиеся струйки центрально распределяются внутри общего, верхнего, среднего и нижнего носовых ходов (в этих местах были расположены анемометры внутри натурной модели носа для определения скорости воздушного потока);
- при дальнейшем движении воздуха внутри полости носа происходит объединение струек в одну, также центральную для области хоан;
- та же картина перераспределения повторяется при обратном движении воздуха от области хоан к области преддверия носа.

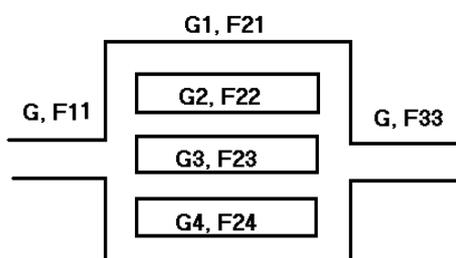


Рис. 1. Нос как система последовательно и параллельно соединенных каналов

Индексы при расходе G соответствуют: 1 — общему носовому ходу,

2 — среднему носовому ходу, 3 — верхнему носовому ходу, 4 — нижнему носовому ходу.

Индексы при площади поперечного сечения канала F соответствуют: 11 — в области преддверия носа,

21 — в общем носовом ходу, 22 — в среднем носовом ходу, 23 — в верхнем носовом ходу,

24 — в нижнем носовом ходу, 33 — в хоанах

На рис. 1 величина G соответствует расходу вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, величина F соответствует площадям сечения внутри каналов. Общее гидродинамическое сопротивление системы можно представить формулой:

$$\zeta_{\text{общ}} = \zeta_{11} + \zeta_2 + \zeta_{33}, \quad (1)$$

где ζ_{11} — коэффициент гидродинамического сопротивления области преддверия носа, ζ_2 — суммарный коэффициент гидродинамического сопротивления областей среднего, нижнего, верхнего и общего носовых ходов, ζ_{33} — коэффициент гидродинамического сопротивления области хоан.

Для двух сечений центрального положения струек тока выполняется закон сохранения энергии:

$$\frac{m \cdot \omega_1^2}{2} + \frac{p_1}{\rho} \cdot m + m \cdot g \cdot z_1 + m \cdot c_v \cdot T_1 + E_{\text{мен}1} =$$

$$\frac{m \cdot \omega_2^2}{2} + \frac{p_2}{\rho} \cdot m + m \cdot g \cdot z_2 + m \cdot c_v \cdot T_2 + E_{\text{мен}2} + \Delta H = N \cdot t \quad (2)$$

В этом уравнении масса относится к единице объема отдельно взятой струйки, и, так как плотность воздуха при его движении внутри объема не меняется, ее можно считать одинаковой в сечениях 1-1 и 2-2. Отношение $N \cdot t$ отражает работу легких и является произведением силы дыхательных движений легких («мощности легких») на время, затрачиваемое на переход из сечения 1-1 в сечение 2-2. ΔH выражает энергию, преобразующуюся

в дополнительное тепло при диссипации. Произведения: $\frac{m \cdot \omega_i^2}{2}$, $\frac{p_i}{\rho} \cdot m$, $m \cdot g \cdot z_i$, $m \cdot c_v \cdot T_i$

характеризуют кинетическую энергию, статическое давление, долю потенциальной энергии и внутреннюю тепловую энергию в i -том носовом ходе соответственно. Поскольку размеры модели невелики, доля потенциальной энергии внутри носовых ходов не меняется, поэтому в дальнейших вычислениях она не рассматривалась. Количество теплоты, подводимое к единице массы в каждом сечении, зависит от температуры нагретых стенок, которая постоянна для всей полости носа

$$E_{менл} = \oint T dS.$$

Поэтому можно считать, что $E_{менл1} = E_{менл2}$ и в дальнейших вычислениях не рассматривать. Тогда уравнение Бернулли с учетом изменения скорости, температуры и давления внутри сечений:

$$\int_{F_1} \left(p_1 + \frac{\rho \cdot \omega_1^2}{2} + \rho \cdot c_v \cdot T_1 \right) \cdot \omega \cdot dF = \int_{F_2} \left(p_2 + \frac{\rho \cdot \omega_2^2}{2} + \rho \cdot c_v \cdot T_2 \right) \cdot \omega \cdot dF + \Delta N_{общ} \quad (3)$$

где $\Delta N_{общ}$ — общая мощность, теряемая на участках 1-1, 2-2 и характеризующая величину механической энергии, превращаемой в теплоту, Вт. В общем случае, коэффициент гидродинамического сопротивления может быть определен из соотношения:

$$\zeta_{общ} = \frac{2 \Delta N_{общ}}{\rho \cdot F_1 \cdot \omega_1^3} \quad (4)$$

Гидродинамическое сопротивление внутри модели можно рассчитать по формулам (3) и (4), приняв следующие допущения:

1) скорость воздушного потока максимальна в центре потока, следовательно, при условии расположения анемометра в этой области при моделировании дыхания максимальное значение поверхностной и временной скоростей совпадут, тогда средний поверхностный интеграл изменения скорости внутри рассматриваемого сечения можно заменить осреднением по времени:

$$i. \frac{1}{F} \int_{F_1} \omega \cdot dF = \frac{1}{T} \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} \omega dt;$$

2) долю кинетической энергий можно вынести за знак интеграла, т.к. плотность среды постоянна;

3) температуру воздуха внутри модели можно считать примерно одинаковой и равной температуре среды, тогда значения внутренней энергии в сечениях 1-1 и 2-2 можно считать одинаковыми и при расчете коэффициента гидравлического сопротивления не рассматривать;

4) статическое давление в сечении зависит от скорости воздушного потока. Его, как и скорость, можно принять как некоторую усредненную величину. (В экспериментальных исследованиях не рассматривалась).

Введя среднюю скорость

$$\bar{\omega} = \frac{1}{T} \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} \omega dt,$$

где T — промежуток времени, называемый периодом осреднения, уравнение Бернулли можно представить как следующее соотношение:

$$\frac{\rho \cdot \bar{w}_1^2}{2} = \frac{\rho \cdot \bar{w}_2^2}{2} + \Delta H, \quad (5)$$

где ρ — массовая плотность воздуха, $\text{кг} \cdot \text{с}^2 / \text{м}^4$; \bar{w}_1, \bar{w}_2 — средние скорости воздушного потока в выбранных сечениях рассматриваемого и последующего за ним каналов, $\text{м}/\text{с}$.

Коэффициент гидравлического сопротивления ζ_i :

$$\zeta_i = \frac{\Delta H}{\frac{\rho \cdot \bar{w}_1^2}{2}} = 1 - \frac{\bar{w}_2^2}{\bar{w}_1^2}. \quad (6)$$

Коэффициент гидродинамического сопротивления в области преддверия носа, нижнем и верхнем ходах и в области хоан был оценен через отношение:

$$\zeta = \frac{2zS^2}{\rho^2}, \quad (7)$$

где z — гидравлическое сопротивление, определяемое через расход

$$G = \sqrt{\frac{\Delta p}{z}}. \quad (8)$$

Для нижнего и верхнего носовых ходов определялся по формуле:

$$\Delta G = G_3 + G_4 = G - G_1 - G_2, \quad (9)$$

где G — расход в области преддверия носа, а также в хоанах, G_1 — в общем носовом ходу, G_2 — в среднем носовом ходу, G_3 — в верхнем носовом ходу, G_4 — в нижнем.

Общее гидравлическое сопротивление при рассмотрении носа как системы последовательно параллельно соединенных каналов (рис. 2):

$$\zeta_{\text{общ}} = \zeta_{\text{преддв}} + \frac{\zeta_{\text{нох}} \cdot \zeta_{\text{псх}} \cdot \zeta_{\text{нижн, верхн}}}{\left(\sqrt{\zeta_{\text{псх}} \cdot \zeta_{\text{нох}}} + \sqrt{\zeta_{\text{псх}} \cdot \zeta_{\text{нижн, верхн}}} + \sqrt{\zeta_{\text{нох}} \cdot \zeta_{\text{нижн, верхн}}} \right)} + \zeta_{\text{хоаны}} \quad (10)$$

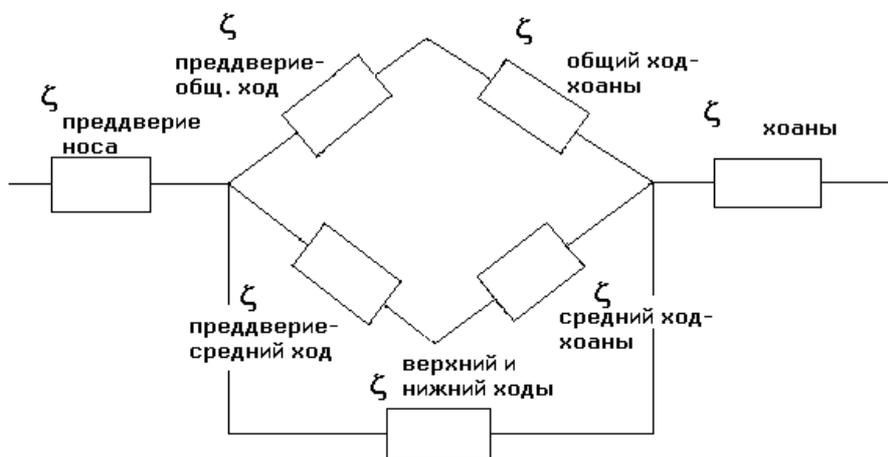


Рис. 2. Блок-схема гидравлических сопротивлений внутри полостей модели носа

Обобщенное сопротивление для нижнего и верхнего ходов $\zeta_{\text{нижн, верхн}}$ были найдены через площадь, равную сумме площадей этих каналов.

Обобщенное сопротивление «преддверие — общий ход — $\zeta_{\text{нох}}$ », можно найти как сумму сопротивлений «преддверие — общий ход — $\zeta_{\text{преддв-общий}}$ », «общий ход — хоаны — $\zeta_{\text{общий-хоаны}}$ »:

$$\zeta_{\text{нох}} = \zeta_{\text{преддв-общий}} + \zeta_{\text{общий-хоаны}} \quad (11)$$

Также можно найти обобщенное сопротивление «преддверие — средний ход», $\zeta_{\text{псх}}$:

$$\zeta_{псх} = \zeta_{преддв-средний} + \zeta_{средний-хоаны} \quad (12)$$

где $\zeta_{преддверие-средний}$ — коэффициент гидравлического сопротивления области «преддверие — средний ход», $\zeta_{средний-хоаны}$ — коэффициент гидравлического сопротивления области средний ход — хоаны.

Результаты оценки гидродинамического сопротивления в энергетической модели верхних дыхательных путей представлены в таблице ниже.

Таблица 1

**Оценка коэффициента гидродинамического сопротивления
внутри модели носа через отношение энергий**

	ζ , ВДОХ	ζ , ВЫДОХ
Область преддверия носа	0,27	0,28
Область преддверия — общий ход	0,75	0,29
Область преддверия — средний ход	0,83	0,28
Общий ход — хоаны	0,07	0,94
Средний ход — хоаны	0,15	0,80
Верхний и нижний ходы	0,04	0,04
Хоаны	0,20	0,20
Общее гидродинамическое сопротивление	0,49	0,50

Сравнение коэффициентов гидродинамического сопротивления показало:

1. При вдохе воздушный поток испытывает минимальное сопротивление в области верхнего и нижнего носовых ходов, поэтому основной поток вдыхаемого воздуха должен устремиться именно в эти каналы.

2. Величины гидродинамического сопротивления при переходе из общего и среднего носовых ходов в хоаны оказались меньше, чем при переходе воздушного потока из области преддверия носа в эти носовые ходы, поэтому при выдохе движение воздушного потока по носовым ходам не будет испытывать такого сопротивления, как при вдохе. Возможно, что такое движение воздушного потока способствует обогащению пазух носа, которые в основном выходят в средний носовой ход, теплым выдыхаемым воздухом.

3. Величина общего гидродинамического сопротивления при вдохе оказалась равной величине общего гидродинамического сопротивления при выдохе.

Дополнительно к проведенному исследованию добавим, что нами в работе [1] показано наличие ярко выраженной вихревой природы для потока вдыхаемого воздуха. Отмечено, что наиболее сложные траектории движения получены для нижнего носового хода. Минимальное значение гидродинамического сопротивления в области нижнего носового хода при наличии вихрей [1] способствует увеличению контакта вдыхаемого потока воздуха со стенками носа, что обеспечивает согревание воздуха в носу.

ЛИТЕРАТУРА

1. Воронин А.А., Лукьянов Г.Н., Неронов Р.В. Моделирование воздушного потока в каналах нерегулярной формы // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2013. № 3.
2. Идельчик И.Е. Справочник по гидравлическим сопротивлениям. М., 1992.
3. Нечипоренко А.С., Гарюк О.Г., Чмовж В.В. Критерий идентификации фаз дыхательного цикла // Вестник Национального технического университета Харьковский политехнический институт. Серия «Информатика и моделирование». 2013. № 19 (992).
4. Пискунов Г.З. Причины роста распространенности заболеваний носа и околоносовых пазух // Российская ринология. 2009. № 1.

5. Рассадина А.А., Лукьянов Г.Н., Усачев В.И. Натурная модель дыхательной системы человека // Вестник седьмой всероссийской научной конференции молодых ученых и аспирантов «Новые информационные технологии. Разработка и аспекты применения». Таганрог, 2004.

6. Lukyanov G., Rassadina A., Usachev V. Comparison and the analysis of the processes of the movement of air through the human breathing system and its natural model // International Conference on Physics and Control, PhysCon 2005. St. Petersburg, 2005.

REFERENCES

1. Voronin A.A., Lukyanov G.N., Neronov R.V. Modeling airflow in irregular channels // Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics. 2013. № 3.

2. Idelchik I.E. Handbook on hydraulic resistance. Moscow, 1992.

3. Nechyporenko A.S., Garyuk O.G., Chmovzh V.V. Criterion for identifying the phases of respiratory cycle // Journal of the National Technical University «Kharkiv Polytechnic Institute». Series «Computer Science and Modeling». 2013. № 19 (992).

4. Piskunov G.Z. Reasons for increasing nose and paranasal sinuses diseases // Russian Rhinology. 2009. № 1.

5. Rassadina A.A., Lukyanov G.N., Usachyov V.I. Full scale model of the human respiratory system // Bulletin of the 7th Russian Scientific Conference of Young Scientists and Postgraduate Students «New Information Technologies. Development and Application». Taganrog, 2004.

6. Lukyanov G., Rassadina A., Usachev V. Comparison and the analysis of the processes of the movement of air through the human breathing system and its natural model // International Conference on Physics and Control, PhysCon 2005. St. Petersburg, 2005.