

Роль вычислительной аэродинамики полости носа в диагностике искривления носовой перегородки

Д. А. Щербаков^{1,3}, А. И. Крюков¹, И. Б. Попов², А. С. Кротова²,
Т. С. Мадаев⁴, В. В. Кокарева³

¹ Научно-исследовательский клинический институт оториноларингологии имени Л. И. Свержевского
Департамента здравоохранения Москвы,
Москва, 117152, Россия
(Директор – докт. мед. наук, профессор А. И. Крюков)

² Медико-санитарная часть «Нефтяник»,
Тюмень, 625032, Россия
(Главный врач – канд. мед. наук И. Б. Попов)

³ Тюменский государственный медицинский университет Минздрава России
Тюмень, 625023, Россия
(Ректор – академик РАН И. В. Медведева)

⁴ Грозненская центральная районная больница,
г. Грозный, 364000, Россия
(Главный врач – А. А. Алиев)

The role of computational aerodynamics of the nasal cavity in diagnostics of septal deviation

D. A. Shcherbakov^{1,3}, A. I. Kryukov¹, I. B. Popov², A. S. Krotova²,
T. S. Madaev⁴, V. V. Kokareva³

¹ Sverzhevsky Research Clinical Institute of Otorhinolaryngology,
Moscow Department of Health
Moscow, 117152, Russia

² Medical Sanitary Unit „Neftyanik“
Tyumen, 625032, Russia

³ Tyumen State Medical University of the Ministry of Health of Russia,
Tyumen, 625023, Russia

⁴ Grozny Central District Hospital,
Grozny, 364000, Russia

Искривление носовой перегородки является одной из самых частых деформаций лицевого скелета. Послеоперационный результат лечения данной патологии зависит от коррекции патологических изменений воздушного потока. Если структурные изменения перегородки носа, внутриносовых образований и их пространственное взаимоотношение можно оценить с помощью физикальных методов, то исследование дыхательной функции носа является затруднительным. Рутинно применяющиеся передняя активная риноманометрия и акустическая ринометрия не отвечают на главный вопрос: как изменяется воздушный поток в условиях деформированной носовой перегородки? Единственным способом объективной оценки нарушений носового дыхания является метод вычислительной аэродинамики полости носа. С его помощью можно визуализировать проходящий через носовую полость воздушный поток, оценить его основные характеристики, а также провести симуляцию оперативного вмешательства. Целью данного литературного обзора является популяризация метода вычислительной аэродинамики носовой полости. Авторы полагают, что простое объяснение принципов работы данного метода и наглядная демонстрация характеристик воздушного потока (скорость, направление, влажность, температура) сделают его применение более предпочтительным относительно других диагностических инструментов, что в итоге приведет к повышению эффективности операций по улучшению носового дыхания. **Ключевые слова:** искривление носовой перегородки, вычислительная аэродинамика, CFD, скорость воздушного потока, носовой клапан, носовое сопротивление, хронический риносинусит, дисфункция слуховой трубы.

Для цитирования: Щербаков Д. А., Крюков А. И., Попов И. Б., Кротова А. С., Мадаев Т. С., Кокарева В. В. Роль вычислительной аэродинамики полости носа в диагностике искривления носовой перегородки. *Российская оториноларингология*. 2019;18(4):82–88. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2019-4-82-88>

The deviated nasal septum is one of the most frequent deformations of the facial skeleton. A postsurgical result of the treatment of this pathology depends on the correction of pathological changes of airflow. The structural changes of the nasal septum, intranasal formations, and their spatial correlation may be assessed using physical methods, whereas the examination of the respiratory function of the nose is complicated. The generally used frontal active rhinomanometry and an acoustic rhinometry do not answer the main question: how does the deformed nasal septum airflow change? The only way of objective assessment of the nasal respiration is the method of computational aerodynamics of the nasal cavity. It provides visualization of the airflow passing through the nasal cavity, the assessment of its main parameters as well as the modeling of surgical intervention. The objective of this literature review is to popularize the method of computational aerodynamics of the nasal septum. The authors believe that a simple explanation of the principles of the method and the demonstration of main characteristics of the airflow (rate, direction, humidity, temperature) will make its application more preferable than other diagnostic tools which will improve the efficacy of the nasal breathing improvement surgery.

Keywords: deviated nasal septum, computational aerodynamics, CFD, airflow rate, nasal valve, nasal resistance, chronic rhinosinusitis, dysfunction of the auditory tube.

For citation: Shcherbakov D. A., Kryukov A. I., Popov I. B., Krotova A. S., Madaev T. S., Kokareva V. V. The role of computational aerodynamics of the nasal cavity in diagnostics of septal deviation. *Rossiiskaya otorinolaringologiya*. 2019;18(4):82–88. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2019-4-82-88>

Искривление носовой перегородки (ИНП) является одной из самых частых деформаций лицевого скелета. Нарушенное носовое дыхание вследствие ИНП приводит к развитию кислородной недостаточности, которая клинически проявляется в виде невротических состояний, головных болей, снижения памяти, концентрации внимания и нарушений сна, а также ведет к развитию сердечно-сосудистых заболеваний, что обосновывает высокую оперативную активность в отношении данной патологии. Согласно основным аэродинамическим законам характер воздушного потока определяется анатомическими образованиями носовой полости. Если структурные изменения перегородки носа, внутриносовых образований и их пространственное взаимоотношение можно оценить с помощью физикальных методов, то исследование дыхательной функции носа является затруднительным. Для показаний к хирургической коррекции ИНП недостаточно структурных изменений носовой полости и наличия клинических симптомов затрудненного носового дыхания, так как в 25–50% случаев можно получить неудовлетворительный результат [1–4]. Таким образом, послеоперационный функциональный исход зависит от коррекции патологических изменений воздушного потока.

Исследование особенностей аэродинамики полости носа в норме и при патологии интересует ученых с времен становления ринологии как науки. На сегодняшний день клиницисты обладают достаточными знаниями о носовом цикле, носовом клапане, аэрации околоносовых пазух (ОНП), но поиск объективной оценки симптома «нарушения носового дыхания» и его патофизиологическое обоснование ведется до сих пор.

Zwaardemaker (1889) одним из первых принял попытку исследовать дыхательную функцию носа, используя зеркало [5]. Большой прогресс в функциональной ринологической диагностике произошел с изобретением передней активной риноманометрии (ПАРМ) и акустической ринометрии (АР).

Активная риноманометрия появилась в 1958 году и сразу же заняла прочное место в диагностике обструкции носового дыхания [6]. Данный метод основан на принципе разности давления: носовой воздушный поток движется в сторону более низкого давления, что и регистрируется прибором.

Наиболее эффективной является акустическая ринометрия. В клиническую практику ринологам данный метод был введен благодаря О. А. Hilberg в 1987 году [7]. Принцип акустической ринометрии базируется на измерении акустических сигналов (амплитуда, частотный спектр, время возврата отраженного сигнала), на основе которых вычисляются все поперечные сечения полости носа [8]. С помощью компьютерной программы можно установить расстояние интересующей площади поперечного сечения от входа в нос, а также выяснить объем любой зоны полости носа [9].

Однако ввиду сложности строения носовой полости данные методы не способны показать важнейшие детали воздушного потока, имеющие значение при выборе метода хирургической коррекции [10]. Так, с помощью ПАРМ можно определить лишь увеличение носового сопротивления, в то время как локализация остается невыявленной. АР предоставляет данные об анатомическом строении полости носа, но взаимосвязь

суженного поперечного сечения и формирования патологического воздушного потока представляется эмпирической. Для успешной хирургической коррекции необходимо понимание морфологических и аэродинамических изменений как взаимосвязанных процессов. Это возможно при рассмотрении проходящего через носовую полость потока воздуха как ньютоновской жидкости. При данной позиции воздушный поток подчиняется закону вязкого трения Ньютона и может быть решен с помощью уравнения Навье–Стокса [11]. Оно является выражением законов сохранения массы, импульса и энергии и описывает, как эти величины распределяются в потоке жидкости под действием сил, действующих на нее и внутри нее [12]. Изменение действующих сил происходит в зависимости от временного пространственного фактора, в связи с чем необходима интеграция по времени и расстоянию для решения данного уравнения. Вычисление данных характеристик потокового процесса называется вычислительной гидродинамикой (CFD). С момента изобретения ЭВМ математический анализ стал проще, а сам метод приобрел широкое использование, в том числе и в ринологии. Весь поток отображается в виде отдельных ячеек, соединяющихся в множество полигональных сеток (мешей – mesh) – совокупности вершин, ребер и граней (grid), на основе которых производятся вычислительные процессы [12]. В итоге воздушный поток представляется объемным и динамичным. Таким образом, с помощью данного метода можно вычислить интересующие параметры в любой точке воздуха внутри носовой полости, т. е. проследить движение воздушных масс от ноздрей до хоан, а также выявить особенности аэрации околоносовых пазух (ОНП). Это, в свою очередь, позволяет клиницистам понять взаимосвязь между формой (анатомией) и функцией (физиологией) носовой полости [13], в связи с чем становится возможной эффективная персонализированная хирургическая коррекция.

CFD-моделирование носовой полости только набирает популярность. Тем не менее исследования, проведенные с использованием данного метода, являются революционными в понимании патофизиологии воздушного потока и роли морфологических изменений при ИНП. В данном литературном обзоре освещены методические детали проведения CFD-моделирования, а также результаты исследований и их клиническое применение в лечении ИНП.

CFD-моделирование

На сегодняшний день CFD-моделирование носовой полости ввиду новизны и сложности математических вычислений имеет не столько широкое применение. Возможно, простое объяснение принципа действия и акцентирование некоторых

деталей сделает метод более доступным для использования в рутинной практике.

Первый этап CFD-симуляции состоит в создании геометрической модели полости носа на основе КТ-снимков во всех плоскостях. Обязательным условием является визуализация кончика носа и задней стенки глотки, так как в противном случае не будет учитываться их влияние на воздушный поток. Требуется высокая разрешающая способность томографа с толщиной среза 1,5 мм и менее [10, 12, 14]. Иначе возможно появление артефактов (stair-step artefact) [12]. В целях уменьшения радиационной нагрузки предпочтительно использовать конусно-лучевую компьютерную томографию.

Следующим шагом является преобразование полученного изображения полости носа в 3D-модель и последующее CFD-моделирование с помощью специальных программ.

Для удобства вычисления носовая полость представляется как жесткая ригидная конструкция. Данное допущение возможно, так как во время нормального носового дыхания ригидность хрящевых структур носовой полости (в частности, крыльев носа) поддерживается благодаря синхронному с актом вдоха действию мышц дилататоров [15]. Также допускается незначительное сглаживание структур носовой полости для удобства построения [12, 16].

Процесс моделирования представляет собой разделение 3D-модели носа на отдельные ячейки. Для точности расчетов размер ячеек не должен отличаться более чем на 30% друг от друга [12]. Их количественный диапазон может варьировать от 135 000 до 5 000 000 [17]. Чем больше плотность ячеек, тем более точным будет результат. Это имеет особенно важное значение в пристеночных слоях, так как в данной области параметры воздушного потока отличаются от общего [18]. Однако на практике слишком большое количество ячеек приводит к увеличению времени вычисления. Таким образом, должен быть достигнут баланс между достаточной плотностью сетки и временными затратами на моделирование.

Расчетная область должна начинаться на входе и заканчиваться на выходе воздушного потока. Компьютерные модели, в которых полигональная сетка (mesh) начинается в ноздре или внутри нее или заканчивается до достижения носоглотки, могут не обеспечивать реалистичное моделирование воздушного потока [12].

Для упрощения решения уравнения Навье–Стокса требуется определенная математическая модель. Движение носового воздушного потока для удобства обычно моделируется так, как если бы это был постоянный поток (непрерывный вдох или выдох), а не циклический, как во время дыхательного цикла.

Исходя из понятий механики сплошных сред воздушный поток представляется ньютоновской жидкостью, вязкость которой не зависит от скорости сдвига [19]. Плотность жидкости может меняться в зависимости от давления, однако предполагается, что поток воздуха при прохождении носовых путей является несжимаемым.

Течение вязкой жидкости может быть ламинарным или турбулентным. Для определения характера течения в качестве критерия используется число Рейнольдса. Это имеет большое значение в понимании патофизиологических процессов, возникающих при ИНП. Носовая полость является сложной структурой, и решение уравнения Навье–Стокса, которое используется для полых труб, в данной ситуации не подходит. Поэтому необходимо использование осредненных по числу Рейнольдса уравнений Навье–Стокса, которые решаются с помощью специальных моделей турбулентности: $k-\omega$, $k-\varepsilon$ или SST. Наиболее предпочтительно применение SST-модели, так как с ее помощью можно рассчитать течение и в свободном потоке, и в пристеночном слое.

Важным является выбор скорости воздушного потока. Она может варьировать от 5 до 12 л/мин во время спокойного вдоха и увеличиваться до 40 л/мин во время форсированного [20]. Ввиду предполагаемого сужения поперечного сечения полости носа при ИНП для реализации турбулентного потока моделирование удобнее проводить при условии большой скорости потока – 30 л/мин [21].

Таким образом, основной практической целью CFD-моделирования является представление проходящего в полости носа воздуха в виде ламинарного, ламинарно-переходно-турбулентного и турбулентного потоков и красочное изображение его пути от ноздрей до задней стенки носоглотки, а также вычисление скорости в любой точке. На основе полученных данных возможно объяснение множества патофизиологических процессов, происходящих при ИНП.

Результаты исследования

Аэродинамические изменения, возникающие в носовой полости при ИНП, крайне разнообразны.

В норме максимальная скорость воздушного потока наблюдается между областью носового клапана и передним концом нижней носовой раковины. Это обеспечивается функционированием носового клапана, который создает зону турбулентного течения, высокой скорости и отрицательного давления, а также направляет воздушный поток.

При ИНП часто нарушается анатомическое строение носового клапана, что проявляется отсутствием турбулентного течения, повышением носового сопротивления, а также аэродинамическими нарушениями. Так, основная масса воз-

духа направляется преимущественно в верхние отделы на стороне искривления, в то время как в более широкой половине носа проходит по нижнему носовому ходу.

Вследствие обструкции повышается скорость воздушного потока, что ведет к формированию турбулентного течения. Оно оказывает травмирующее действие на внутриносые структуры. Так, частой находкой при ИНП являются гипертрофированные носовые раковины. В норме значение числа Рейнольдса в области головки носовой раковины составляет 3,45, увеличиваясь до 67,5 при ее гипертрофии [16].

Турбулентное течение является крайне важным для защитной функции носового клапана. Вследствие возникновения центробежной силы взвешенные частицы и микроорганизмы оседают на слизистой оболочке передних отделов полости носа и впоследствии удаляются [22].

С помощью данного метода стало возможным объяснить обонятельные нарушения, возникающие при ИНП. Обонятельная функция зависит от скорости прохождения воздушного потока в верхних частях полости носа. Для эффективного обоняния необходима низкая скорость потока, что обеспечивает продолжительное осаждение частиц, которые, в свою очередь, регистрируются обонятельными клетками. В условиях искривленной носовой перегородки увеличивается скорость воздушного потока в верхних отделах. Эти изменения объясняют обонятельные нарушения у пациентов со стойкой назальной обструкцией [23].

Изменяется не только скорость воздушного течения, но и внутриносое давление. Так, в эксперименте при заданной скорости 17,4 л/мин носовое сопротивление в норме составляет $0,032 \text{ Па} \cdot \text{с}/\text{см}^3$, увеличиваясь до $0,112 \text{ Па} \cdot \text{с}/\text{см}^3$ при тяжелой обструкции дыхания [16]. В исследованиях было отмечено, что при любом искривлении носовой перегородки резистентность увеличивается более чем на 30%, а при локализации в области нижней носовой раковины – на 124% [4].

В полости носа давление снижается от ноздрей по направлению к глотке постепенно, в то время как при искривлении снижение давления осуществляется более прерывисто. Происходит повышение отрицательного давления до $40,66 \text{ Па}$ при нормальном $29,12 \text{ Па}$ [16].

Также увеличивается градиент давления, составляя $32,48 \text{ Па}$ (в норме $9,28 \text{ Па}$) [16]. Это приводит к дисфункции слуховой трубы и снижению давления в среднем ухе [24]. Полученные аэродинамические результаты свидетельствуют о четырехкратном увеличении скорости воздушного потока и снижении давления (–35%) в области отверстия слуховой трубы [25], что негативно влияет ее функцию. Это подтверждается клиническими исследованиями, в которых было выяв-

лено снижение давления в барабанной полости до -75 ± 14 дПа [26].

Изменения скорости и внутриносового давления негативно влияют на аэрацию околоносовых пазух. Было выявлено, что при искривлении перегородки носа в задних отделах основная масса выдыхаемого воздушного потока создает избыточную компрессию и опосредованно приводит к избыточному воздухообмену с верхнечелюстной пазухой. Патологическая аэрация верхнечелюстной пазухи, возможно, является причиной развития хронического риносинусита и связана с анатомо-функциональной недостаточностью крючковидного отростка [27, 28].

Выводы

Метод вычислительной аэродинамики носовой полости имеет огромное значение в диагностике ИНП. Это не просто способ показать ламинарный и турбулентный воздушный поток в носовой полости, а ключ к пониманию патофизиологических процессов при деформации носовой перегородки.

CFD-моделирование применяется не только в диагностических целях, а также как этап хирургического планирования. Становится возможной

симуляция оперативного вмешательства. Можно смоделировать различные по объему резекции носовых раковин [29], оценить непосредственное влияние на восстановление нормального дыхания [16].

С помощью данного метода можно прогнозировать функциональный послеоперационный исход, что делает подход персонализированным и высокоэффективным.

В будущем планируется детальное изучение аэродинамических особенностей при различных типах ИНП согласно классификации R. Mladina. На основе полученных данных станет возможным создание клинических рекомендаций по дифференцированному лечению этой многоликой патологии. Это возможно при накоплении достаточной экспериментальной и клинической базы данных.

Таким образом, метод вычислительной аэродинамики полости носа играет важнейшую роль в диагностике искривленной носовой перегородки и способствует более эффективной хирургической коррекции.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Singh A., Patel N., Kenyon G., Donaldson G. Is there objective evidence that septal surgery improves nasal airflow? *J. Laryngol Otol.* 2006;120:916–920. <https://doi.org/10.1017/S0022215106003410>
2. Andre R. F., Vuyk H. D., Ahmed A. Correlation between subjective and objective evaluation of the nasal airway. A systematic review of the highest level of evidence. *Clin Otolaryngol.* 2009;34:518–525. <https://doi.org/10.1111/j.1749-4486.2009.02042.x>
3. Dinis P. B., Haider H. Septoplasty: long-term evaluation of results. *Am J Otolaryngol.* 2002;23:85–90. <https://doi.org/10.1053/ajot.2002.30987>
4. Garcia G. J., Rhee J. S., Senior B. A., Kimbell J. S. Septal deviation and nasal resistance: an investigation using virtual surgery and computational fluid dynamics. *Am J Rhinol Allergy.* 2010;24:46–53. <https://doi.org/10.2500/ajra.2010.24.3428>
5. Zwaardemaker H. Ademaanslag al diagnosticum der nasal stenoe. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde.* 1889;25:297–300. https://www.researchgate.net/publication/312954607_Ademaanslag_als_diagnosticum_der_nasale_stenose
6. Bachmann W. Problemed der Rhinomanometrie, ihre Losungd urchx. *Rhinol.* 1973;52:872–878. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4778572>
7. Hilberg O. Acoustic rhinometry: evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection. *J. Appl. Physiol.* 1989;66:295–303. https://www.researchgate.net/publication/20238192_Acoustic_rhinometry_Evaluation_of_nasal_cavity_geometry_by_acoustic_reflection
8. Lenders H. Diagnostic value of acoustic rhinometry: patients with allergic and vasomotor rhinitis compared with normal controls. *Rhinology.* 1990. № 28. P. 5–16. https://www.researchgate.net/publication/20818613_Diagnostic_Value_of_Acoustic_Rhinometry_Patients_With_Allergic_and_Vasomotor_Rhinitis_Compared_With_Normal_Controls
9. Державина Л. Л. Морфо-физиологические особенности полости носа в норме и при её функциональных нарушениях по данным методов передней активной риноманометрии и акустической ринометрии: дис. ...канд. мед. наук: 03.00.13. Ярославль, 2002. 186 с. [Derzhavina L. L. *Morfo-fiziologicheskie osobennosti polosti nosa v norme i pri ee funktsional'nykh narusheniyakh po dannym metodov perednei aktivnoi rinomanometrii i akusticheskoi rinometrii*: dis. ...kand. med. nauk: 03.00.13. Yaroslavl', 2002. 186 p.] (In Russ.)
10. Wang D. Y., Lee H. P., Gordon B. R. Impacts of Fluid Dynamics Simulation in Study of Nasal Airflow Physiology and Pathophysiology in Realistic Human Three-Dimensional Nose Models. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology.* 2012;4(5):181–187. <https://doi.org/10.3342/ceo.2012.5.4.181>
11. Темам Р. Уравнения Навье–Стокса. Теория и численный анализ. 2-е изд. М.: Мир, 1981. 408 с. [Temam R. *Uravneniya Nav'e–Stoksa. Teoriya i chislennyi analiz.* 2-e izd. M.: Mir, 1981. 408 p.] (In Russ.)

12. Bailie N., Hanna B., Watterson J., Gallagher G. An overview of numerical modelling of nasal airflow. *Rhinology*. 2006;44:53–57. <http://www.biomedsearch.com/nih/overview-numerical-modelling-nasal-airflow/16550951.html>
13. Leong S. C., Chen X. B., Lee H. P., Wand D. Y. A review of the implications of computational fluid dynamic studies on nasal airflow and physiology. *Rhinology*. 2010;2(48):139–145. <https://doi.org/10.4193/Rhin09.133>
14. Zachow S., Hildebrandt T., Muigg P., Hege H. Visual exploration of nasal airflow. *Trans Vis Comput Graph*. 2009;15:1407–1414. <http://dx.doi.org/10.1109/TVCG.2009.198>
15. Cole P. Biophysics of Nasal Airflow: A review. *Am J Rhinol*. 2000;14:245–249. <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.2500/105065800779954383>
16. Chen X. B., Leong S. C., Lee H. P., Chong V. F. N., Wang D. Y. Aerodynamic effects of inferior turbinate surgery on nasal airflow – a computational fluid dynamics model. *Rhinology*. 2010;48:394–400. <http://dx.doi.org/10.4193/Rhino09.196>
17. Zubair M., Abdullah M. Z., Ismail R., Shuaib I. L., Hamid S. A., Ahmad K. A. Review: a critical overview of limitations of CFD modeling in nasal airflow. *J Med Biol Eng*. 2011;32:77–84. <https://doi.org/10.5405/jmbe.948>
18. M. A. Burgos M. A., Sanmiguel-Rojas E., del Pino C., Sevilla-Garcia M. A., Esteban-Ortega F. New CFD tools to evaluate nasal airflow. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2017;274:3121–3128. <https://doi.org/10.1007/s00405-017-4611-y>
19. Неронов Р. В., Лукьянов Г. Н., Рассадина А. А., Воронин А. А., Малышев А. Г. Влияние формы полости носа на распределение воздушных потоков при вдохе. *Российская оториноларингология*. 2017;1(86):83–94. [Neronov R. V., Luk'yanov G. N., Rassadina A. A., Voronin A. A., Malyshev A. G. The effect of the nasal cavity form on air flow distribution during inhalation. *Rossiiskaya otorinolaringologiya*] <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2017-1-83-94>. (In Russ.)
20. Hooper R. G. Forced inspiratory nasal flow-volume curves: a simple test of nasal airflow. *Mayo Clin Proc*. 2001;76(10):990–994. <http://www.biomedsearch.com/nih/Forced-inspiratory-nasal-flow-volume/11605701.html>
21. Chen X. B., Lee H. P., Chong V. F. H., Wang D. Y. Assessment of Septal Deviation Effects on Nasal Air Flow: A Computational Fluid Dynamics Model. *Laryngoscope*. 2009;119:1730–1736. <https://doi.org/10.1002/lary.20585>
22. Руководство по ринологии; под ред. Г. З. Пискунова, С. З. Пискунова. М.: Литтерра, 2011. 960 с. [Rukovodstvo po rinologii; ed. G. Z. Piskunov, S. Z. Piskunov. M.: Litterra, 2011. 960 p.] (In Russ.)
23. Lee H. P., Poh H. J., Chong F. H., Wang D. Y. Changes of airflow pattern in inferior turbinate hypertrophy: a computational fluid dynamics model. *Am J Rhinol Allergy*. 2009;2(23):153–161. <http://dx.doi.org/10.2500/ajra.2009.23.3287>
24. Salaheldin A. H. Effect of deviated nasal septum and hypertrophy of inferior turbinate on middle ear pressure. *PAN Arab Journal of Rhinology*. 2012;2(2):59–65. http://panarabrhinologysociety.com/site/resources/journals/_3-october2012/59-65-Ayman-Salaheldin.pdf
25. McNicholl W. D. Otitis media with effusion in children and its association with deformity of the vomer-ethmoid suture. *J. Laryng*. 1983;97:203–212. <http://www.biomedsearch.com/nih/Otitis-media-with-effusion-in/6682134.html>
26. Красножен В. Н., Щербаков Д. А., Володеев А. В., Мусина Л. А., Гарскова Ю. А. Морфологические и клинические аспекты искривления носовой перегородки. *Вестник оториноларингологии*. 2017;3(82):25–27. [Krasnozhen V. N., Shcherbakov D. A., Volodeev A. V., Musina L. A., Garskova Y. A. Morphological and clinical aspects of the curvature of the nasal septum. *Vestnik otorinolaringologii*. 2017;3(82):25–27]. <https://doi.org/10.17116/otorino201782325-27>. (In Russ.)
27. Щербаков Д. А., Крюков А. И., Красножен В. Н., Гарскова Ю. А., Саушин И. И. CFD-моделирование воздушных потоков в верхнечелюстной пазухе. *Вестник оториноларингологии*. 2017;4(82):32–34. [Shcherbakov D. A., Kryukov A. I., Krasnozhen V. N., Garskova Y. A., Saushin I. I. CFD-simulation of the air flows in the maxillary sinus. *Vestnik otorinolaringologii*] <https://doi.org/10.17116/otorino201782432-34>. (In Russ.)
28. Крюков А. И., Щербаков Д. А., Красножен В. Н. Компьютерное моделирование анатомо-функциональной недостаточности крючковидного отростка. *Российская оториноларингология*. 2017;2(87):60–64. [Kryukov A. I., Shcherbakov D. A., Krasnozhen V. N. Computer-aided simulation of anatomic and functional failure of processus uncinatus. *Rossiiskaya otorinolaringologiya*] <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2017-2-60-63>. (In Russ.)
29. Dayal A., Rhee J. S., Garcia G. J. M. Impact of Middle vs. Inferior Total Turbinectomy on Nasal Aerodynamics. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2016;3(155):518–525. <https://doi.org/10.1177/0194599816644915>

Информация об авторах

✉ Щербаков Дмитрий Александрович – доктор медицинских наук, доцент кафедры ортопедической и хирургической стоматологии с курсом ЛОР-болезней, Тюменский государственный медицинский университет Минздрава России (625023, Россия, г. Тюмень, Одесская ул., д. 54), главный оториноларинголог Тюменской области, руководитель учебного центра АО «МСЧ «Нефтяник» (625032, Россия, г. Тюмень, ул. Юрия Семовских, д. 8/1); тел. +7(919) 951-48-39, e-mail: dmst@bk.ru
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4334-3789>

Крюков Андрей Иванович – доктор медицинских наук, профессор, директор, Научно-исследовательский клинический институт оториноларингологии им. Л. И. Свержевского Департамента здравоохранения города Москвы (117152, Россия, Москва, Загородное шоссе д. 18А, стр. 2); тел. +7(495) 633-92-26, e-mail: nikio@zdrav.mos.ru
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0149-0676>

Попов Иван Борисович – кандидат медицинских наук, главный врач – генеральный директор, Медико-санитарная часть «Нефтяник» (625032, Россия, г. Тюмень, ул. Юрия Семовских, д. 8/1); тел.: +7(3452)58-09-32, e-mail: neftyanik@clinica72.ru
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7025-4925>

Кротова Александра Сергеевна – врач-оториноларинголог, Медико-санитарная часть «Нефтяник» (625032, Россия, г. Тюмень, ул. Юрия Семовских, д. 8/1); тел.: +7(982)4187565, e-mail: a.shrubchenko@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1098-9492>.

Мадаев Тимур Супянович – врач-оториноларинголог, Грозненская центральная районная больница (364000, Россия, г. Грозный, ул. им. М. Х. Митаева, д. 32); тел.: +7(963)7072772, e-mail: tima_lor@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8813-6839>

Кокарева Валерия Валихановна – студент, Тюменский государственный медицинский университет Минздрава России (625023, Россия, г. Тюмень, ул. Одесская, д. 54); тел. +7(922)4764436, e-mail: kokareva_val@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1930-3653>.

Information about the authors

✉ **Dmitrii A. Shcherbakov** – MD, Associate Professor of the Chair of Orthopedic and Surgical Dentistry with the Course of ENT-Diseases, Tyumen State Medical University of the Ministry of Healthcare of Russia (Russia, 625023, Tyumen, 54, Odesskaia str.), chief otolaryngologist of Tyumen Region, head of the training center, Medical Sanitary Unit „Neftyanik“ (Russia, 625032, Tyumen, 8/1, Yuriia Semosvskikh str.); tel.: +7(919)9514839, e-mail: dmst@bk.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4334-3789>

Andrei I. Kryukov – MD, Professor, Director, Sverzhnevsky Otorhinolaryngology Healthcare Research Institute of the Department of Healthcare of Moscow (Russia, 117152, Moscow, 18a/2, Zagorodnoe Shosse str.); tel.: + 7 (495) 6339226, e-mail: nikio@zdrav.mos.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0149-0676>

Ivan B. Popov – MD Candidate, Chief Doctor – General Director, Medical Sanitary Unit „Neftyanik“ (Russia, 625032, Tyumen, 8/1, Yuriia Semosvskikh str.); tel.: +7(3452)580932, e-mail: neftyanik@clinica72.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7025-4925>

Alexandra S. Krotova – otolaryngologist, Medical Sanitary Unit „Neftyanik“ (Russia, 625032, Tyumen, 8/1, Yuriia Semosvskikh str.); tel.: +7(982)4187565, e-mail: a.shrubchenko@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1098-9492>

Timur S. Madaev – otolaryngologist, Grozny Central District Hospital (Russia, 364000, Grozny, 32, M. Kh. Mitaeva str.); tel.: + 7 (963) 7072772, e-mail: tima_lor@mail.ru.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8813-6839>

Valeriya V. Kokareva – student, Tyumen State Medical University of the Ministry of Healthcare of Russia (Russia, 625023, Tyumen., 54, Odesskaia str.); tel.: +7(922)4764436, e-mail: kokareva_val@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1930-3653>