

References

1. Engen, G. F. The six-port reflectometer: an alternative network analyzer [Текст] / G.F. Engen // IEEE Trans. Microwave Theory Tech. – 1977. – V. MTT-25, № 12. – pp.1075 - 1080.
2. Woods, D. Analysis and calibration theory of the general six-port reflectometer employing four amplitude detectors [Текст] / D. Woods // Proc. Inst. Elec. Eng. (Proc. IEEE). – 1979. – V.126, №2. – pp.221 - 228.
3. Карлов, В. А. 26-ГГц векторный анализатор цепей [Текст] / В. А. Карлов // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2012. – №6/11(60). – С. 52 – 55.
4. Барташевский, Е. Л. Векторный СВЧ-рефлектометр на основе четырехплечего делителя мощности [Текст] / Е. Л. Барташевский, В. А. Карлов // Электронная техника. Сер. 1, Электроника СВЧ. – 1989. – Вып. 1(415). – С.38 - 44.
5. Karlov, V. A. Electromagnetic model of E-cross for sixport reflectometer [Текст] / V. A. Karlov and V. F. Borulko // Proceedings of International Conference on Mathematical Methods in Electromagnetic Theory (MMET). – Kharkiv, Aug. 28-30, 2012. – pp.126 – 129.
6. Karlov, V. A. Mathematical model of cross-formed transformer of vector reflectometer [Текст] / V.A. Karlov, V. S. Svyatsky // Proc. Int. Conf. on Actual Problems of Measuring Technique. – Kyiv, 1998. – pp.302 - 303.
7. Карлов, В. А. Свойства крестообразного преобразователя векторного рефлектометра миллиметрового диапазона [Текст] / В. А. Карлов, Е. Н. Привалов, Е. В. Дрибас, В. С. Кикот // Вісник Дніпропетр. ун-ту, Фізика. Радіоелектроніка. – Вип. 1. – 2009. – С. 131 - 136.
8. Гинзтон, Э. Л. Измерения на сантиметровых волнах [Текст] / Э. Л. Гинзтон. – Москва: Издательство "ИЛ", 1960. – 620 с.
9. Karlov, V. A. Convergence of electromagnetic model of E-cross for sixport reflectometer [Текст] / V. A. Karlov, V. F. Borulko // Proceedings of International Seminar on Direct and Inverse problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED). – Tbilisi, Sept. 24-27, 2012, P. 127-130.
10. Borulko, V. F. Fast parameter measurements for antenna-feeder devices [Текст] / V. F. Borulko, V. A. Karlov // Proc. of 7th International Conference on Antenna Theory and Techniques (Kyiv 20-23 September 2011). – Kyiv, 2011. – pp. 344 - 346.

Розглянуто методи діагностики порушень носового дихання. Запропоновано нову схему вимірювання диференційного тиску. Вимірювання диференційного тиску проводиться між носоглоткою і підмасковим простором, а саме у точці, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю. Розроблено технічне рішення риноманометра, використання якого в клінічній практиці дозволяє підвищити діагностичну значимість методу активної передньої риноманометрії

Ключові слова: риноманометрія, диференційний тиск, витрата повітряного потоку, коефіцієнт носового опору

Рассмотрены методы диагностики нарушений носового дыхания. Предложена новая схема измерения дифференциального давления, в которой измерение дифференциального давления производится между носоглоткой и подмасочным пространством, а именно в точке, где скорость воздушного потока равна нулю. Разработано техническое решение риноманометра, использование которого в клинической практике позволяет повысить диагностическую значимость метода активной передней риноманометрии

Ключевые слова: риноманометрия, дифференциальное давление, расход воздушного потока, коэффициент носового сопротивления

УДК 616-71:616-073.175:616-073.178

ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РИНО- МАНОМЕТРИИ

А. С. Нечипоренко

Кандидат технических наук, доцент,
заместитель декана
факультета электронной техники
Кафедра биомедицинской инженерии
Харьковский национальный
университет радиоэлектроники
пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина,
61166

E-mail: alinanechiporenko@gmail.com

1. Введение

Исследование функции носового дыхания – актуальная проблема современной ринологии. Затруднение носового дыхания испытывают пациенты с заболеваниями носа и околоносовых пазух в 85% случаев. Затруднение носового дыхания – это самый мучи-

тельный из всех симптомов, испытываемых такими больными. К таким заболеваниям относят острые и хронические воспалительные заболевания носа и околоносовых пазух, вазомоторный, аллергический и полипозный ринит, различные опухолевые процессы в полости носа, посттравматические искривления носовой перегородки. По анализу литературных источни-

ков 24% [1], 26% [2], 20% [3] пациентов не довольны результатами оперативных вмешательств. Такие данные свидетельствуют о слабости дифференциальной диагностики в предоперационном периоде и об ошибках в проведении оперативных вмешательств.

Диагностика функции носового дыхания требует соответствующего технического обеспечения, разработкой которого занимаются специалисты в области биомедицинской инженерии. Поэтому создание новых и усовершенствование уже существующих устройств для диагностики нарушений функции носового дыхания представляет собой актуальную научно-практическую задачу.

Методы диагностики нарушений носового дыхания делят на две группы: субъективные и объективные. К субъективным методам относят оценку по визуально-аналоговой шкале VAS, оценку симптомов носовой обструкции NOSE (Nasal obstruction symptom evaluation) синусо-назальный тест SNOT-20 [4]. К объективным – компьютерную и магнитно-резонансную томографии, исследования носового воздушного потока, а именно риноманометрию и акустическую ринометрию [5]. Среди методов объективной оценки носового дыхания активная риноманометрия является основным и наиболее клинически значимым методом диагностики. В соответствии с рекомендациями международного комитета по объективной оценке носового дыхания (ISOANA), передняя активная риноманометрия – основной общепринятый метод объективного исследования носового воздушного потока [6].

2. Анализ литературы

Несмотря на то, что в настоящее время имеется значительное количество устройств для риноманометрических исследований, проблема точности и адекватности сбора данных является открытой. На рис. 1 приведены конструктивные решения риноманометров на разных этапах развития устройств для диагностики носового дыхания.



Рис. 1. Риноманометры

Стремительное развитие техники и информационных технологий сделало исследование функции носового дыхания процедурой, возможной в любых условиях. Современные риноманометры представляют собой компактные и легкие приборы, которые сочетают в себе высокоточные и малогабаритные чувствительные датчики давления и расхода воздушного потока, связанные с персональным компьютером с помощью соответствующего интерфейса.

В основном, в устройствах реализующих принцип передней активной риноманометрии, например в риноманометрах фирм Rhinolab, Atmos [7], измерение

дифференциального давления Δp проводится между носоглоткой и фильтром. Это является причиной возникновения дополнительных потерь за счёт наличия динамической составляющей давления на участке измерения, которая может быть учтена только за счёт использования дополнительных устройств для калибровки. В устройстве [8] реализующем способ определения перепада давления верхних дыхательных путей человека согласно методу риноманометрии отмечены такие недостатки как внесение ошибки в процедуру измерений дифференциального давления, по причине того, что измерительный канал участвует в создании дополнительного дифференциального давления. Таким образом, данные, получаемые в результате измерений являются искаженными, что в свою очередь влияет на точность постановки диагноза врачом.

Целью данной работы является разработка устройства риноманометра для оценки носового дыхания, реализующего принцип передней активной риноманометрии без потерь давления на участке измерения.

3. Результаты исследования

Функционально риноманометр представляет собой программно-аппаратный комплекс, состоящий из измерительного модуля, маски и программного обеспечения. Внешний вид разработанного устройства представлен на рис. 2.



Рис. 2. Риноманометр «Optimus»

Предложенная схема измерения дифференциального давления, приведена на рис. 3.

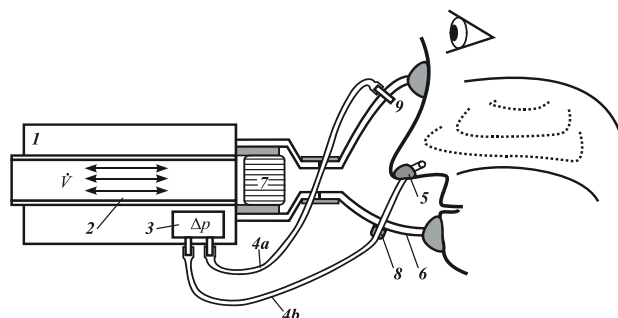


Рис. 3. Схема измерения дифференциального давления

Схема включает: измерительный модуль (1), расходомер (2), датчик дифференциального давления (3), соединительные шланги (4, а, б), фиксирующий эле-

мент для гибкого трубопровода (5), маску (6), фильтр (7), гермоввод (8), точку забора подмасочного давления (9). Измерение дифференциального давления осуществляется между точками забора подмасочного давления и фиксирующим элементом для гибкого трубопровода (5), которые соединены с датчиком дифференциального давления (3).

Измерение дифференциального давления Δp производится между носоглоткой и подмасочным пространством. Дифференциальное давление определяется по формуле (1):

$$\Delta p = p_0 - p_{св}, \quad (1)$$

где p_0 – давление, измеряемое в точке 5 (рис. 2), а $p_{св}$ – давление, измеряемое в точке 9 (рис. 2).

Согласно уравнению Бернулли [9], существуют потери давления между носоглоткой и подмасочным пространством, которые можно описать в соответствии с формулой (2):

$$\Delta p = K \cdot \dot{V}^2, \quad (2)$$

где K – коэффициент потерь, $\dot{V}$ – расход воздушного потока.

Таким образом, особенностью предлагаемой схемы измерений является то, что измерение дифференциального давления Δp производится между носоглоткой и подмасочным пространством, а именно в зоне над спинкой носа, где скорость воздушного потока равна нулю, также схема измерения дополнена герметичным вводом, который служит для герметизации подмасочного пространства. В результате, исключаются дополнительные потери на участке измерения дифференциального давления.

Разработана блок-схема измерительного модуля риноманометра, которая приведена на рис. 4.

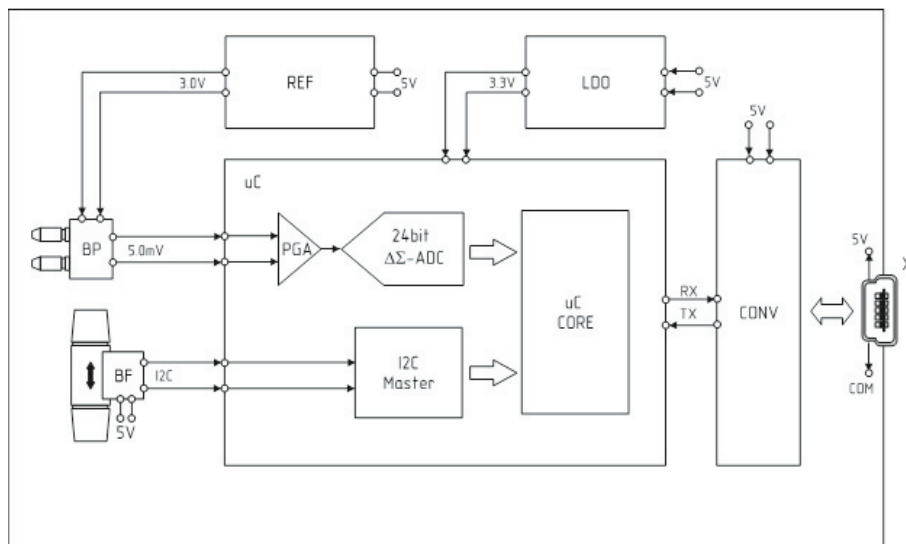


Рис. 4. Измерительный модуль риноманометра «Optimus»

Измерительный модуль прибора представляет собой электронное микропроцессорное устройство, предназначенное для измерения физических величин малого дифференциального давления и двунаправ-

ленного потока воздуха с их первичной обработкой и дальнейшей передачей в ЭВМ. Функционально модуль состоит из первичных преобразователей давления и потока, цепей аналоговой и цифровой обработки сигнала, цепей питания и преобразования интерфейса. Подключение измерительного модуля к соответствующему USB-разъему ЭВМ выполняется кабелем, через разъем X. Питание модуля осуществляется напряжением 5V с шины USB после фильтра и защитных цепей (не показаны). Датчик малых дифференциальных давлений BP запитан напряжением 3.0 V от источника образцового напряжения REF. При этом информация о текущей величине дифференциального давления в виде сигнала амплитудой 5mV подается с датчика на инструментальный усилитель PGA с программируемым коэффициентом усиления. Далее усиленный сигнал подается на блок 24-разрядного АЦП, преобразующий его в цифровой код. Датчик двунаправленного потока воздуха BF имеет внутренние цепи стабилизации, линейризации характеристики и термокомпенсации, поэтому запитан первичным напряжением 5V. Информация от датчика поступает сразу в цифровой форме, по интерфейсу I²C.

Блоки PGA, АЦП и I²C-Master входят в состав однокристалльного микроконтроллера uC, осуществляющего первичную обработку полученной цифровой информации по двум каналам. Далее обработанная информация, по запросу, передается через последовательный интерфейс RX, TX на конвертер интерфейсов CONV, преобразующий интерфейс UART в интерфейс USB. Контроллер запитан от источника напряжения LDO величиной 3.3V.

Диапазон измерения расхода воздуха ± 1200 см³/сек, диапазон измерения дифференциального давления ± 1200 Па, частота опроса измерительных каналов – 100 Гц. Для обработки и хранения данных риноманометрических исследований разработано программное обеспечение на основе платформы «.NET».

Принцип работы устройства, реализующего метод активной передней ринометрии основан на одновременной регистрации двух параметров: скорости воздушного потока и дифференциального давления. При этом датчик давления вводится в одну половину носа, которая исключается из акта дыхания, поэтому измерения проводятся для каждой половины носа отдельно. По полученным данным строятся графики зависимости величин дифференциального давления и расхода воздушного потока от времени (рис. 5) и графическая зависимость расхода воздушного потока

от дифференциального давления (рис. 6). Затем рассчитывается коэффициент носового сопротивления по формуле (3), который и является основным диагностическим параметром на сегодняшний день [10].

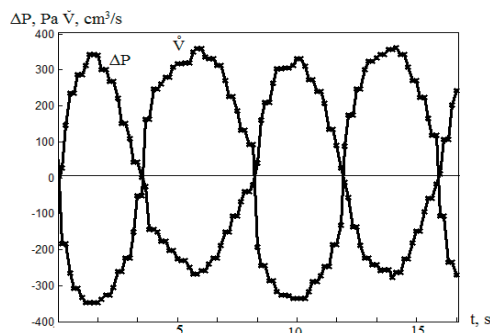


Рис. 5. График зависимости дифференциального давления и расхода воздушного потока от времени

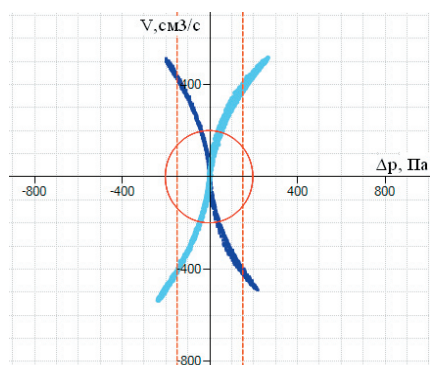


Рис. 6. График зависимости дифференциального давления от расхода воздушного потока

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}}, \quad (3)$$

где ΔP – дифференциальное давление, $\dot{V}$ – расход воздушного потока через носовую полость. Также применяется расчет носового сопротивления по модели

Бромса, согласно которой коэффициент сопротивления R^2 определяется на окружности с радиусом в 200 единиц по дифференциальному давлению и расходу [11].

4. Выводы

Разработанный риноманометр эффективно используется в клинической практике для дифференциальной диагностики заложенности носа при структурных изменениях слизистой оболочки путем проведения тестов до и после применения деконгестантов; для оценки эффективности пластики носовой перегородки, вазотомии или турбинопластики; в исследованиях носовой физиологии для оценки реакции слизистой оболочки при интраназальных проблемах с аллергенами и другими видами физических и химических раздражителей.

Предложенная техническая реализация измерения дифференциального давления позволяет исключить все возможные путевые потери давления и осуществлять забор давления в зонах с нулевой скоростью воздушного потока. Всё это в совокупности позволяет исключить искажение данных измерений.

Разница между полученными данными на пике вдоха или выдоха в зависимости от его интенсивности с помощью разработанной схемы риноманометра по сравнению с его зарубежными аналогами составляет от 20 Па до 30 Па.

Таким образом, повышается точность, достоверность и диагностическая значимость метода активной передней риноманометрии. Использование результатов, полученных с помощью предложенной схемы измерения дифференциального давления в научно-практическом центре уха горла и носа г. Харькова (на основе обследования 178 пациентов) позволило повысить на 12% точность постановки дифференциального диагноза при нарушениях воздушной проходимости верхних дыхательных путей.

Литература

1. Thulesius, H. L. Rhinomanometry in clinical use. A tool in the septoplasty decision making process. [Text] : doctoral dissertation, clinical sciences / H.L. Thulesius – 2012. – 67 p.
2. Broms, P. Rhinomanometry. IV. A pre and postoperative evaluation in functional septoplasty [Text] / P. Broms, B. Jonson, L. Malm // Acta Otolaryngol – 1982. – № 94(5-6). – P. 523-529.
3. Bohlin, L. Nasal airway resistance and complications following functional septoplasty: a ten-year follow-up study [Text] / L. Bohlin, A. Dahlqvist // Rhinology – 1994. - № 32(4). – P. 195-197.
4. Jay, F. Sino-nasal outcome test (SNOT-20) [Text] / F. Jay, M.D. Piccirillo // Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri – 1996. – P. 2 – 5.
5. Clement, P. A. Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway. Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry [Text] / P.A. Clement, F. Gordts // Rhinology – 2005. - № 43, P. 169–179.
6. Clement, P. A. Committee report on standardization of rhinomanometry [Text] / P.A. Clement // Rhinology – 1984. №22(3), P. 151-155.
7. Vogt, K. 4-Phase-Rhinomanometry Basics and Practice [Text] / K. Vogt, A.A. Jalowayski // Rhinology, supplement – 2010, №21, P. 1-50.
8. Patent US 6,565,517, A61B 5/00 Apparatus and methods for rhinomanometry [Text] / Brabrand S. (USA), 20.05.2003
9. Баєв, Б. С. Гідравліка та гідравлічні системи літальних апаратів [Текст] : навч. посібник / Б. С. Баєв, В. В. Чмовж; - Харків: Нац. аерокосм. ун-т «Харьк. авіац. Ін-т», 2001. – 126 с.
10. Hilberg, O. PAR. The objective assessment of nasal patency [Text] / O. Hilberg, P.A. Clement, A.S. Jones, D.E. Phillips, F.J.M. Hilgers // Diseases of the head and neck, nose and throat – 1998.- P. 719-742.
11. Broms, P. Rhinomanometry. II. A system for numerical description of nasal airway resistance [Text] / P. Broms, B. Jonson, C.J. Lamm // Acta Otolaryngology – 1982.- № 94 (1-2)- P. 157-168.