

УДК 616-71

А.Л. ЕРОХИН, д-р техн. наук, проф., ХНУРЭ, Харьков,
В.В. ЧМОВЖ, канд. техн. наук, доц., ХАИ, Харьков,
А.С. НЕЧИПОРЕНКО, канд. техн. наук, ХНУРЭ, Харьков,
О.Г. ГАРЮК, канд. мед. наук, доц., ХМАПО, Харьков

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПРИ ПЕРЕДНЕЙ АКТИВНОЙ РИНОМАНОМЕТРИИ

Рассмотрены вопросы диагностики функции носового дыхания с помощью метода передней активной риноманометрии. Проведен сравнительный анализ схем измерения дифференциального давления. Проведен расчёт относительной погрешности измерений, обусловленной потерями дифференциального давления. Ил.: 5. Табл.: 1. Библиогр.: 10 назв.

Ключевые слова: передняя активная риноманометрия, дифференциальное давление, относительная погрешность измерений.

Постановка проблемы. В последнее время наблюдается тенденция к росту числа как острых, так и хронических заболеваний носа и околоносовых пазух, которые сопровождаются нарушением функции носового дыхания. Такие нарушения могут быть вызваны как различными воспалительными процессами, протекающими в полости носа, так и деформацией её анатомических структур. Согласно рекомендациям международного комитета по оценке носового дыхания для объективной оценки функции носового дыхания используется комплекс методов: компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ), передняя активная риноманометрия и акустическая ринометрия [1]. Для исследования характеристик воздушного потока, протекающего через носовую полость, в современной медицинской практике в основном используется метод передней активной риноманометрии (ПАРМ) [2, 3].

Анализ литературы. Измеряемые величины при проведении риноманометрического исследования по методу ПАРМ – это дифференциальное давление между носоглоткой и подмасочным пространством и расход воздушного потока [1]. Измеряемые параметры регистрируются синхронно. Измерение давления в носоглотке осуществляется в одной obturated половине носа. Эта половина исключается из акта дыхания. Поэтому измерение проводится для

каждой половины носа отдельно, исследуются вдох и выдох. В основном, в устройствах, реализующих принцип передней активной риноманометрии, например в риноманометрах [4], измерение давления в подмасочном пространстве производится на бактериальном фильтре. Однако при такой схеме измерений возникают искажения в измерении давления за счет того, что в области измерения присутствует поток воздуха, имеющий определенную скорость. Такую динамическую составляющую можно учесть только при помощи использования дополнительных устройств калибровки. В устройстве [5], реализующем способ определения перепада давления в верхних дыхательных путях 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, давление в носоглотке измеряется во всех случаях стандартно, в obturated (противоположной измеряемой) половине носа, тогда как измерение давления в подмасочном пространстве у разных производителей риноманометров проводится по-разному [6].

Цель данной статьи – оценка влияния способа измерения дифференциального давления при передней активной риноманометрии на точность измерений.

Методика измерений и обработки данных. Для объективной оценки носового дыхания используется разработанный программно-аппаратный комплекс для риноманометрических исследований [7]. Функционально комплекс состоит из измерительного модуля, маски и программного обеспечения. Основой измерительного модуля являются датчики дифференциального давления и расхода воздушного потока. Датчик дифференциального давления – микромеханический датчик, основным элементом которого является кристалл, на котором расположена кремниевая диафрагма с чувствительным элементом. Функционирование чувствительного элемента микромеханического датчика давления основывается на тензорезистивном эффекте. Датчик измерения массового расхода двунаправленного воздушного потока основан на принципе теплопередачи и состоит из MEMS-микромоста с термочувствительным резистором с использованием тонкопленочных покрытий из платины и нитрида кремния. Датчик имеет внутренние цепи стабилизации, линеаризации характеристики и термокомпенсации. Отображаемый диапазон измерения расхода воздуха $\pm 1200 \text{ см}^3/\text{с}$, дифференциального давления $\pm 1200 \text{ Па}$, частота опроса измерительных каналов – 100 Гц. Комплекс прошел метрологическую аттестацию

(свидетельство государственной метрологической аттестации № 05/0612 от 24.09. 2013 г.). Структурная схема комплекса представлена на рис. 1

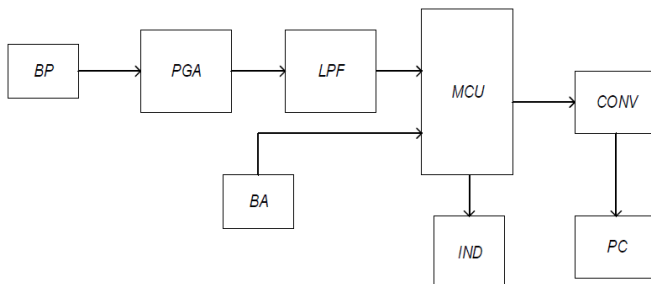


Рис. 1. Структурная схема программно-аппаратного комплекса для риноманометрических исследований

В данной структурной схеме *BP* – датчик дифференциального давления, *PGA* – инструментальный усилитель с программируемым коэффициентом усиления, *BA* – датчик расхода воздушного потока, *LPF* – фильтр нижних частот, *MCU* – микроконтроллер, *IND* – блок индикации, *CONV* – конвертер интерфейсов, *PC* – персональный компьютер.

Графические зависимости измеряемых величин расхода воздушного потока и дифференциального давления от времени приведены на рис. 2.

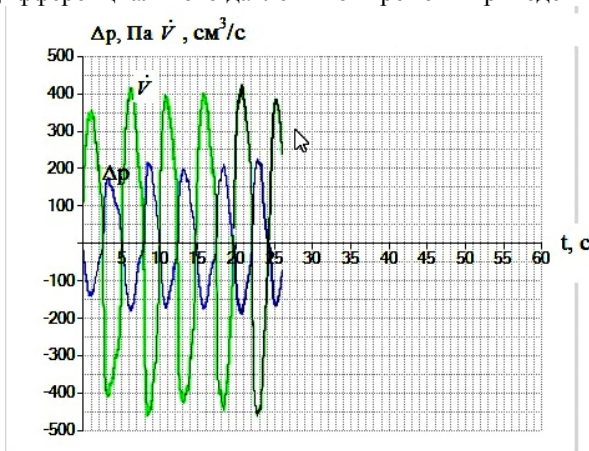


Рис. 2. Риноманометрические данные

Основным диагностическим параметром ПАРМ является носовое сопротивление, по значению которого определяется степень обструкции [8]. В большинстве случаев в клинической практике выполняется расчет коэффициента носового сопротивления по формуле

$$R = \frac{\Delta p}{\dot{V}}, \quad (1)$$

где Δp – дифференциальное давление, \dot{V} – расход воздушного потока.

Существует два основных фактора, вызывающих искажения при измерении дифференциального давления – это потери дифференциального давления за счёт присутствия скорости воздушного потока в канале измерения и влияние характеристик бактериальных фильтров, используемых в схеме измерения. В основном, в устройствах, реализующих принцип передней активной риноманометрии [4], измерение дифференциального давления Δp проводится между носоглоткой и фильтром. Это является причиной возникновения дополнительных потерь за счёт наличия динамической составляющей давления на участке измерения.

Нашей научной группой была проведена оценка влияния данных факторов на точность измерений и, как следствие, на расчёт основного диагностического параметра – носового сопротивления. Для данных целей были проведены измерения по методу ПАРМ с использованием традиционной схемы измерения дифференциального давления между носоглоткой и бактериальным фильтром и схемы, разработанной авторами [6]. Согласно данной схеме, дифференциальное давление измеряется между носоглоткой и подмасочным пространством, а именно в зоне над спинкой носа, где скорость воздушного потока равна нулю. Таким образом, исключаются дополнительные потери на участке измерения дифференциального давления. Для традиционной схемы были проведены измерения с тремя основными типами фильтров, откуда можно сделать вывод о том, что чем меньше расстояние между коннектором и каналом измерения расхода, тем точность измерений выше. Основные типы бактериальных фильтров используемых для риноманометрических измерений представлены на рис. 3.

Результаты измерений, выполненных для схем с потерями дифференциального давления и без таковых, представлены на рис. 4.



Рис. 3. Основные типы бактериальных фильтров

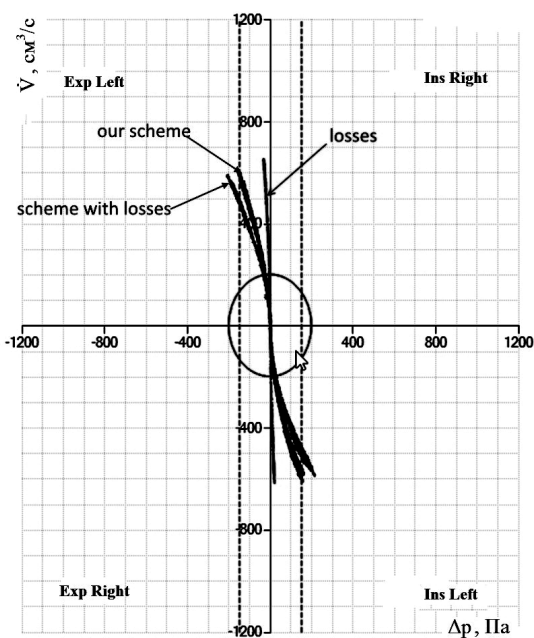


Рис. 4. Графические зависимости дифференциального давления от расхода воздушного потока с потерями и без потерь

В клинической практике выделяют два основных метода расчёта коэффициента носового сопротивления: расчёт при фиксированном значении дифференциального давления согласно (2) и расчёт при

фиксированном значении расхода воздушного потока в соответствии с (3)

$$R_{150} = \frac{\Delta p}{\dot{V} - \dot{V}'}, \quad (2)$$

где Δp – дифференциальное давление, равное 150 Па, \dot{V} – расход воздушного потока для схемы без потерь, \dot{V}' – потери расхода воздушного потока для схемы с потерями,

$$R_{\dot{V}=\text{const}} = \frac{\Delta p + \Delta p'}{\dot{V}}, \quad (3)$$

где Δp – дифференциальное давление для схемы без потерь, $\Delta p'$ – потери дифференциального давления для схемы с потерями, \dot{V} – расход воздушного потока, $\dot{V} = \text{const}$.

Поскольку расчёт параметра R_{150} наиболее широко применяется в клинической практике [9], был проведен анализ, каким образом потери дифференциального давления влияют на расчёт коэффициента носового сопротивления R_{150} по формуле (2). Результаты измерений и расчётов для традиционной схемы измерений дифференциального давления (применялся фильтр с наименьшим расстоянием между коннектором и каналом измерения расхода) и схемы, предложенной авторами [6], представлены в табл.

Таблица

Результаты измерений и расчётов

\dot{V} , см ³ /с	$(\dot{V} - \dot{V}')$, см ³ /с	R_{150} , Па*с/см ³	$R_{150(\text{loss})}$, Па*с/см ³	$\delta\%$
362	350	0,414	0,429	3,62
472	446	0,318	0,336	5,7
350	340	0,429	0,441	2,8
115	114	1,304	1,316	0,92
396	378	0,378	0,397	5,02
292	285	0,514	0,526	2,3
508	475	0,295	0,316	7,1
256	252	0,586	0,595	1,53
153	151	0,98	0,993	1,32

На рис. 5 представлен график зависимости коэффициента носового сопротивления R_{150} от относительной погрешности измерения, обусловленной потерями дифференциального давления.

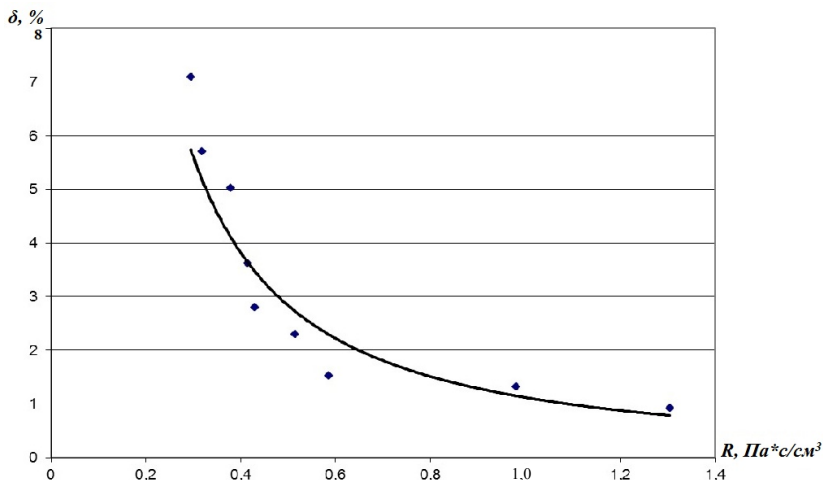


Рис. 5. Графическая зависимость R_{150} от относительной погрешности измерения

Из графика видно, что зависимость обратно пропорциональная, а наибольшая погрешность наблюдается при коэффициенте носового сопротивления R_{150} в диапазоне нормы и слабой обструкции.

Выводы. Таким образом, в работе была проведена оценка влияния схемы измерения дифференциального давления на точность риноманометрических измерений. Расчёт относительной погрешности при традиционной схеме измерений показал, что она изменяется в диапазоне от 1 до 8 %. Данный факт существенно влияет на диагностическую эффективность метода передней активной риноманометрии, поскольку значения параметра R_{150} могут находиться в смежных диапазонах степени обструкции носового дыхания.

Предложенная схема измерения дифференциального давления базируется на основных принципах гидромеханики и даёт возможность исключить все возможные путевые потери давления, что полностью исключает искажение измеряемых данных и необходимость дополнительной калибровки устройства. Перспективой дальнейших

исследований является оценка влияния точности измерения дифференциального давления на расчёт критического значения расхода воздушного потока при шестифазовой концепции риноманометрических измерений.

Список литературы: 1. *Clement P.A.* Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway. Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry / *P.A. Clement, F. Gordts* // *Rhinology*. – 2005. – № 43. – P. 169-179. 2. *Demirbas D.* Use of rhinomanometry in common rhinologic disorders / *D. Demirbas, C. Cingi, H. Cakli, E. Kaya* // *Expert Rev. Med. Devices*. – 2011. – № 8 (6). – P. 769-777. 3. *Thulesius H.L.* Rhinomanometry in clinical use. A tool in the septoplasty decision making process: doctoral dissertation, clinical sciences / *H.L. Thulesius*. – 2012. – 67 p. 4. *Vogt K.* 4-Phase- Rhinomanometry (4PR) – basics and practice 2010 / *K. Vogt, A.A. Jalowayski, W. Althaus, C. Cao, D. Han, W. Hasse, H. Hoffrichter, R. Mosges, J. Pallanch, K. Shah-Hosseini, K. Peksis, K.D. Wernecke, L. Zhang and P. Zaporoshenko* // *Rhinology*. – 2010. – Suppl. 21. – P. 1-50. 5. Patent US 6,565,517, A61B 5/00 Apparatus and methods for rhinomanometry / Brabrand S. (USA), 20.05.2003 6. *Nechyporenko A.* Improved method for measuring the differential pressure at the active anterior rhinomanometry / *A. Nechyporenko, O. Garyuk, V. Chmolvzh* // *Rhinology*. – 2014. – Amsterdam. – № 52 (Suppl. 25). – P. 277. 7. *Нещипоренко А.С.* Технические аспекты риноманометрии / *А.С. Нещипоренко* // Восточно-европейский журнал передовых технологий. – 2013 – Т. 4. – № 9 (64). – С. 11-14. 8. *Clement P.A.* Committee report on standardization of rhinomanometry / *P.A. Clement* // *Rhinology*. – 1984. – № 22 (3). – P. 151-155. 9. *Hilberg O.* PAR The objective assessment of nasal patency / *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.

Bibliography (transliterated): 1. *Clement P.A.* Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway . Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry / *P.A. Clement, F. Gordts* // *Rhinology*. – 2005. – № 43. – P. 169-179. 2. *Demirbas D.* Use of rhinomanometry in common rhinologic disorders / *D. Demirbas, C. Cingi, H. Cakli, E. Kaya* // *Expert Rev. Med. Devices*. – 2011. – № 8 (6). – P. 769-777. 3. *Thulesius H.L.* Rhinomanometry in clinical use. A tool in the septoplasty decision making process: doctoral dissertation, clinical sciences / *H.L. Thulesius*. – 2012. – 67 p. 4. *Vogt K.* 4-Phase- Rhinomanometry (4PR) – basics and practice 2010 / *K. Vogt, A.A. Jalowayski, W. Althaus, C. Cao, D. Han, W. Hasse, H. Hoffrichter, R. Mosges, J. Pallanch, K. Shah-Hosseini, K. Peksis, K.D. Wernecke, L. Zhang and P. Zaporoshenko* // *Rhinology*. – 2010. – Suppl. 21. – P. 1-50. 5. Patent US 6,565,517, A61B 5/00 Apparatus and methods for rhinomanometry / Brabrand S. (USA), 20.05.2003 6. *Nechyporenko A.* Improved method for measuring the differential pressure at the active anterior rhinomanometry / *A. Nechyporenko, O. Garyuk, V. Chmolvzh* // *Rhinology*. – 2014. – Amsterdam. – № 52 (Suppl. 25). – P. 277. 7. *Nechiporenko A.S.* Tekhnicheskiye aspekty rinoanometrii / *A.S. Nechiporenko* // Vostochno-yeuropeyskiy zhurnal peredovykh tekhnologiy. – 2013. – Т. 4. – № 9 (64). – С. 11-14. 8. *Clement P.A.* Committee report on standardization of rhinomanometry / *P.A. Clement* // *Rhinology*. – 1984. – № 22 (3). – P. 151-155. 9. *Hilberg O.* PAR The objective assessment of nasal patency / *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.

Поступила (received) 05.11.2014

Статью представил д-р физ-мат. наук, зав. кафедрой МЭПУ ХНУРЕ проф. Бондаренко И.Н.

Andrey Yerokhin, Dr.Tech.Sci., Professor
Professor of Software Engineering department
Kharkiv National University of Radio Electronics
Ave. Lenina, 14, Kharkiv, Ukraine, 61166
Tel.: (067) 5758481, e-mail: ayerokhin@ukr.net
ORCID ID:0-8297-2014

Vitaliy Chmovzh, Cand.Tech.Sci.
Head of Department of Aerodynamics
Kharkiv National Aerospace University "KhAI"
Str. Chkalova, 17, Kharkiv, Ukraine
Tel.: (050) 6636470, e-mail: v.chmovzh@khai.edu
ORCID ID: 0-8738-2014

Alina Nechiporenko, Cand.Tech.Sci.
Associate professor of Biomedical Engineering department
Kharkiv National University of Radio Electronics
Ave. Lenina 14, Kharkiv, Ukraine, 61166
Tel.: (050) 8728100, e-mail: alinanechiporenko@gmail.com
ORCID ID: 0-8286-2014

Oleg Garyuk, Cand. Med. Sci.
Associate professor of Otolaryngology department
Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education
Str. Korchagintsev 58, Kharkiv, Ukraine, 61176
Tel.: (067) 5792341, e-mail: O.Garyuk@gmail.com
ORCID ID: 0-8979-2014