

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО- АППАРАТНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИИ ОСТИОМЕАТАЛЬНОГО КОМПЛЕКСА

А. Л. Ерохин

Доктор технических наук, профессор*

E-mail: ayerokhin@ukr.net

А. С. Нечипоренко

Кандидат технических наук, доцент*

E-mail: alinanechiporenko@gmail.com

Е. В. Линник

Кандидат технических наук*

E-mail: mel_hel2002@yahoo.com

Д. С. Суверов*

E-mail: suverov.dmitriy@gmail.com

*Кафедра биомедицинской инженерии

Харьковский национальный

университет радиоэлектроники

пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166

У роботі описано програмно-апаратний комплекс для вимірювання тиску в верхньощелепної пазусі. Вивчено поведінку тиску повітря в верхньощелепної пазусі при носовому диханні в нормі. Досліджено характеристики тиску повітряного потоку як по відношенню до атмосферного тиску, так і по відношенню до поведінки тиску повітря в носоглотці. Проведено оцінку невизначеності результатів вимірювань диференційного тиску

Ключові слова: диференційний тиск, остіомеатальний комплекс, стандартна невизначеність, розширена невизначеність, риноманометрія

В работе описан программно-аппаратный комплекс для измерения давления в верхнечелюстной пазухе. Изучено поведение давления воздуха в верхнечелюстной пазухе при носовом дыхании в норме. Исследованы характеристики давления воздушного потока относительно атмосферного давления и относительно давления воздушного потока в носоглотке. Проведена оценка неопределённости результатов измерений дифференциального давления

Ключевые слова: дифференциальное давление, остиомеатальный комплекс, верхнечелюстная пазуха, стандартная неопределённость, расширенная неопределённость, риноманометрия

1. Введение

Задача измерения дифференциального давления в верхнечелюстной пазухе человека является очень важной для диагностирования лор-заболеваний. Острые и хронические воспалительные заболевания слизистой оболочки околоносовых пазух относятся к числу наиболее распространенных заболеваний верхних дыхательных путей. В работе [1] подробным образом описана анатомия и анатомические особенности носа и околоносовых пазух. В последующем, с появлением эндоскопической техники, была создана и воплощена в жизнь функциональная эндоскопическая ринохирургия [2, 3], основными постулатами которой есть направления и пути движения слизи в полости носа и синусах (мукоцилиарный транспорт), а также особенность анатомии, состоящая в том, что выходные отверстия околоносовых пазух значительно меньше их объемов. Сложное строение остиомеатального комплекса связано с аэродинамическими характеристиками потоков воздуха, а именно с воздухообменом между полостью носа и гайморовой пазухой. Поэтому для исследования функции остиомеатального комплекса необходима разработка технических средств регистрации характеристик давления в гайморовой пазухе.

2. Анализ литературных данных и постановка задачи исследования

В работе [4] отмечено, что кроме сужений и закупорки соустьев околоносовых пазух, к патологическим явлениям приводит и увеличение размеров соустьев больше определенной нормы. Это является причиной развития нежелательных последствий, а именно образования ложных кист и полипов. Среди воздействий, которые приводят к таким последствиям, упоминаются: аэродинамические, токсические и инфекционные. В работе [5] обоснована гипотеза о том, что сложное строение остиомеатального комплекса, в частности взаимоотношение средней носовой раковины и крючковидного отростка, связано с аэродинамическими особенностями потоков воздуха и основная роль в этом отводится именно воздухообмену между полостью носа и гайморовой пазухой. При изучении аэродинамики воздушного носового потока были получены данные о воздухообмене между полостью носа и верхнечелюстной пазухой. Проведены экспериментальные, теоретические, в том числе и при помощи численного моделирования, исследования [6, 7]. В [8] предложен метод количественной и качественной оценки вентиляционной функции естественных соустьев околоносовых пазух, основанный на соотношении колебаний воздушного давления в верх-

нечелюстной пазухе со скоростью воздушного потока в полости носа. Для регистрации поведения давления в верхнечелюстной пазухе используется также метод риносинусопневмометрии [9].

Таким образом, поведение давления в верхнечелюстной пазухе изучалось многими исследователями, в большинстве случаев это было связано с исследованием проходимости верхнечелюстного соустья при определении показаний к оперативному вмешательству или являлось критерием динамики проводимого лечения [10].

Следует отметить общий недостаток ранее проводимых исследований: характеристики давления в верхнечелюстной пазухе во всех случаях регистрировались с помощью стандартного риноманометрического оборудования и устройств для риносинусопневмометрии. Однако для получения объективных характеристик необходимо измерение давления непосредственно в верхнечелюстной пазухе.

За последние годы отмечается усовершенствование технических средств регистрации биомедицинских сигналов с высокой точностью. Таким образом, стало возможным изучение динамики поведения давления воздуха в верхнечелюстной пазухе на новом уровне.

3. Цель и задачи исследования

Целью данной работы является разработка программно-аппаратной системы измерения давления в верхнечелюстной пазухе для исследования функциональных характеристик остеомаксиллярного комплекса.

Для достижения поставленной цели были обозначены следующие задачи:

- проектирование и реализация аппаратной части комплекса для исследований характеристик давления в верхнечелюстной пазухе;
- разработка методики регистрации характеристик и обработки результатов измерения дифференциального давления;
- провести оценку точности проводимых измерений путем расчета неопределенностей результатов измерений.

4. Методика измерений и обработки данных

Измерения осуществляются с помощью разработанного программно-аппаратного комплекса для измерения давления «Imed». Функционально программно-аппаратный комплекс представляет собой измерительный модуль и программное обеспечение. Внешний вид разработанного устройства представлен на рис. 1.

Диапазон измерения дифференциального давления ± 7000 Па, отображаемый диапазон ± 1200 Па, частота опроса измерительных каналов 200 Гц, ширина полосы пропускания 1 кГц, границы допустимой приведенной погрешности при измерении давления

не превышают $\pm 0,25$ %, напряжение питания 5 В, потребляемая мощность менее 2 Вт, класс защиты IP20. Измеряемые величины при проведении исследования – давление воздушного потока в верхнечелюстной пазухе и носоглотке. Измеряемые параметры регистрируются синхронно. Структурная схема измерительного модуля приведена на рис. 2.



Рис. 1. Измерительный модуль программно-аппаратного комплекса «Imed»

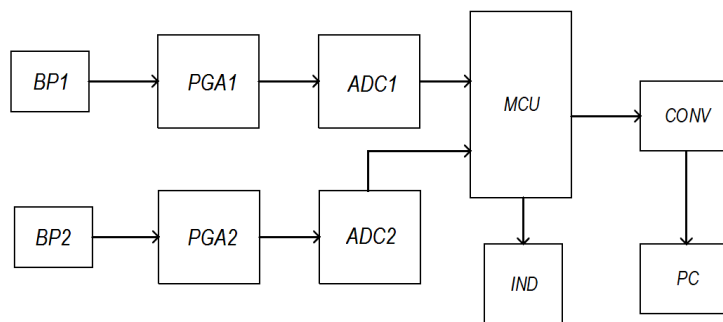


Рис. 2. Структурная схема измерительного модуля программно-аппаратного комплекса «Imed»

Измерительный модуль прибора представляет собой электронное микропроцессорное устройство, предназначенное для измерения физических величин малого дифференциального давления с их первичной обработкой и дальнейшей передачей в ЭВМ. Функционально модуль состоит из первичных преобразователей давления, цепей аналоговой и цифровой обработки сигнала, цепей питания и преобразования интерфейса. Подключение измерительного модуля к соответствующему USB-разъему ЭВМ выполнено кабелем, через разъем X. Питание модуля осуществляется напряжением 5 В с шины USB после фильтра и защитных цепей. Датчики малых дифференциальных давлений ВР запитаны напряжением 3 В от источника образцового напряжения. При этом информация о текущей величине дифференциального давления в виде сигнала амплитудой 5 мВ 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.

Блоки PGA и ADC входят в состав однокристалльного микроконтроллера MCU, осуществляю-

щего 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 3.3 В. Методика измерения давления воздуха следующая: после эндоскопического удаления инородного тела в перфорированную переднюю стенку гайморовой пазухи вводится игла, герметично соединенная при помощи трубки с датчиком измерения давления. Синхронно с ним измеряется давление в носоглотке, в противоположной, obturированной половине носа так, как это делается при передней активной риноманометрии. Схема измерений приведена на рис. 3.

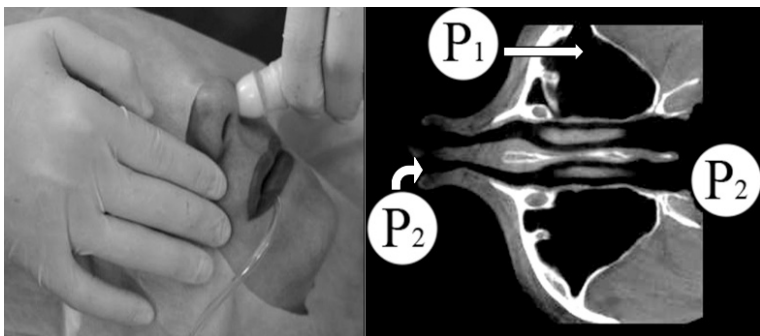


Рис. 3. Схема измерения давления воздушного потока в верхнечелюстной пазухе (P_1) и носоглотке (P_2)

Для обработки и хранения данных исследования разработано программное обеспечение на основе платформы «.NET». По полученным данным строятся графики зависимости величин дифференциального давления от времени (рис. 4).

При анализе полученных результатов видно, что изменения давления воздуха в верхнечелюстной пазухе относительно атмосферного происходят в том же направлении, что и в носоглотке. Однако они отличаются по амплитуде. В верхнечелюстной пазухе амплитуда изменения давления воздуха во всех случаях была меньшей. Разница варьирует от 10 до 200 Па. Амплитуда колебаний зависит от степени форсированности дыхания.

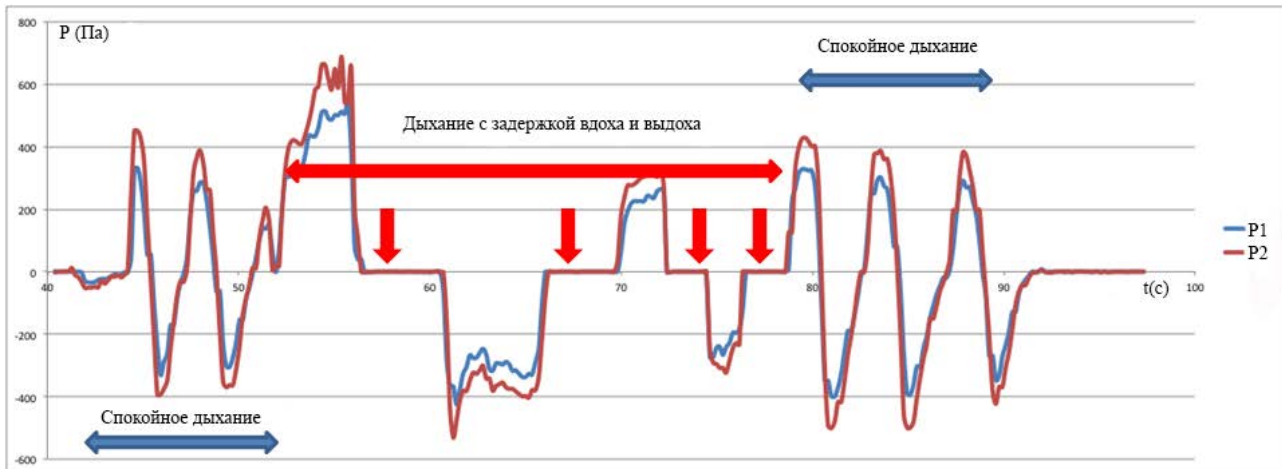


Рис. 4. Графическая зависимость давления воздуха в верхнечелюстной пазухе (P_1) и носоглотке (P_2) от времени

5. Обработка результатов измерений дифференциального давления

Для оценки точности проводимых измерений необходимо провести расчёт их неопределённости. Поскольку значения величин давления являются результатами многократных коррелированных измерений [11], уравнение измерения имеет вид:

$$P = P_1 - P_2, \tag{1}$$

где P – измеряемая величина (дифференциальное давление); P_1, P_2 – величины давлений, измеряемые, соответственно, в верхнечелюстной пазухе и носоглотке. При расчете неопределённости результатов измерений будем использовать метод редукции, предложенный в [13].

Вычислим коэффициент корреляции

$$\rho = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (P_{1i} - \bar{P}_1) \cdot (P_{2i} - \bar{P}_2) = 0,975. \tag{2}$$

Определим значимость коэффициента корреляции:

$$\frac{|\rho|}{\sqrt{1-\rho^2}} \sqrt{(n-2)} \geq t_{0,95}(n-2), \tag{3}$$

$$\frac{0,975}{\sqrt{1-0,975^2}} \cdot \sqrt{(4-2)} = 27 > 2,024. \tag{4}$$

Проведём оценку результатов измерений:

$$\bar{P} = \bar{P}_1 - \bar{P}_2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_1 - P_2), \tag{5}$$

$$P = 228,7 \text{ (Па)}.$$

Вычислим стандартную неопределённость типа A:

$$u_A(P) = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (P_i - \bar{P})^2}, \tag{6}$$

$$u_A(P) = 15,2 \text{ (Па)}.$$

Вычислим стандартную неопределенность типа В:

$$u_B(P_1) = u_B(P_2) = \gamma P_{\max}(100\sqrt{3}), \quad (7)$$

$$u_B(P) = \sqrt{u_B^2(P_1) + u_B^2(P_2)} = \sqrt{2}u_B(P_1), \quad (8)$$

$$u_B(P) = 2,45 \text{ (Па)}.$$

В этом случае суммарная стандартная неопределенность P будет равна [12]

$$u(P) = \sqrt{u_A^2(P) + u_B^2(P)} = \sqrt{15,2^2 + 2,45^2}, \quad (9)$$

$$u(P) = 15,4 \text{ (Па)}.$$

причем

$$u_A^2(P) = u_A^2(P_1) - 2\rho u_A(P_1)u_A(P_2) + u_A^2(P_2) \quad (10)$$

и

$$u_B^2(P) = u_B^2(P_1) + u_B^2(P_2), \quad (11)$$

где $u_A(P), u_B(P)$ – суммарные стандартные неопределенности типа А и В измеряемой величины; $u_A(P_1), u_A(P_2)$ – стандартные неопределенности типа А результатов измерения величин P_1, P_2 с одинаковым числом степеней свободы $\nu = n - 1$; ρ – коэффициент корреляции между результатами измерений P_1 и P_2 ; n – количество проведенных измерений; $u_B(P_1) = u_B(P_2) = \gamma P_{\max}/(100\sqrt{3})$ – стандартные неопределенности типа В результатов измерения величин P, P_2 ; γ – класс точности датчиков давления; P_{\max} – максимальное измеряемое значение датчиками давления. В результате получаем $u(P) = 15,4$ Па.

Расширенная неопределенность результата измерения будет равна

$$U(P) = ku(P), \quad (12)$$

где k – коэффициент охвата, который рассчитывается как коэффициент Стьюдента для эффективного числа степеней свободы:

$$u_{\text{eff}} = (n-1) \left[\frac{u(P)}{u_A(P)} \right]^4. \quad (13)$$

Эффективное число степеней свободы равно $u_{\text{eff}} = 41$. Коэффициент охвата в нашем случае $k = 2,02$. Тогда расширенная неопределенность результата измерения будет равна $U(P) = 2,02 \cdot 15,4 = 31,1$ Па.

Таким образом, полный результат измерения будет иметь вид $P = (228,7 \pm 31,1)$ Па, $p = 0,95$.

6. Выводы

Разработан программно-аппаратный комплекс, который позволяет выполнять измерения давления в верхнечелюстной пазухе с использованием высокоточных и малогабаритных чувствительных датчиков давления. Предложенная техническая реализация измерения дифференциального давления позволяет проводить одновременную регистрацию давления в разных анатомических структурах носовой полости и околоносовых пазух. Данный комплекс используется в клинической практике для оценки аэродинамических характеристик верхнечелюстной пазухи и воздушной резистентности соустья.

Предложен новый подход к измерению давления в верхнечелюстной пазухе, проводимый при диагностике лор-заболеваний. В результате интраоперационных измерений выявлено, что кривые давлений в верхнечелюстной пазухе и в носоглотке ведут себя синхронно и имеют отличия по амплитуде, в среднем от 10 до 200 Па. Разработанный подход позволяет повысить эффективность диагностики лор-заболеваний.

Проведена оценка расширенной неопределенности измерения дифференциального давления в верхнечелюстной пазухе и носоглотке.

Использование метода редукции при оценке неопределенности результатов измерений повышает надежность результатов косвенных коррелированных измерений и достоверность оценки их неопределенности.

Литература

1. Onodi, A. Die topographische Anatomie der Nasenhöhle und ihrer Nebenhöhlen [Text] / A. Onodi // Handbuch der speziellen Chirurgie der Ohren und der oberen Luftwege. – 1922. – Vol. 3, Issue 12. – P. 61–134.
2. Messerklinger, W. Die Endoskopie der Nase [Text] / W. Messerklinger // Mschr. Ohrenheilk. – 1970. – Bd. 104, № 10. – P. 451–455.
3. Stamberger, H. Functional endoscopic sinus surgery [Text] / H. Stamberger // Philadelphia. – B. C. Decker, 1991. – 324 p.
4. Пискунов, С. З. Особенности патологического процесса в околоносовых пазухах в зависимости от расположения и размеров соустья [Текст] / С. З. Пискунов, Ф. Н. Завьялов, И. С. Гурьев, В. С. Пискунов // Российская ринология. – 1999. – № 2. – С. 16–19.
5. Ismail, H. F. The Role of Paranasal Sinuses in the Aerodynamics of the Nasal Cavities [Text] / H. F. Ismail, E. A. Osman, A. K. Al-Omari, O. G. Avrunin // International Journal of Life Science and Medical Research. – 2012. – Vol. 2 Issue 3. – P. 52–55. doi: 10.5963/lsmr0203004
6. Kutluhan, A. The effects of uncinectomy and natural ostial dilatation on maxillary sinus ventilation: a clinical experimental study [Text] / A. Kutluhan, M. Salviz, K. Bozdemir, O. Kanbak, G. Ulu M., Yalciner, A.S. Bilgen // Eur Arch Otorhinolaryngol. – 2011. – P. 268:569–573.
7. Xiong, G. Numerical flow simulation in the post-endoscopic sinus surgery nasal cavity [Text] / G. Xiong, Zhan J., Zuo K., J. Li., Rong L. Xu G. // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2008. – Vol. 46, Issue 11. – P. 1161–1167. doi: 10.1007/s11517-008-0384-1
8. Антушева, И. А. Аэродинамические показатели острых и хронических риносинуситов [Текст]: дисс. ... канд. мед. наук / И. А. Антушева. – Санкт-Петербург, 2006. – 148 с.

9. Киселев, А. С. Прибор для риносинусопневмометрии [Текст] / А. С. Киселев, К. В. Герасимов // Журн. ушных, носовых и горловых болезней. – 1990. – № 5. – С. 76–77.
10. Гарюк, О. Г. Поведение давления воздуха в верхнечелюстной пазухе в норме [Текст] / О. Г. Гарюк, А. Ю. Меркулов, А. С. Нечипоренко, А. В. Новак // Международный научно-практический журнал «Отоларингология. Восточная Европа». – 2013. – № 3(12). – С. 23–27.
11. Захаров, И. П. Оценивание неопределённости измерений для дифференциальной функции [Текст] / И. П. Захаров, Е. А. Климова, О. О. Волков, Ю. Г. Жарко // Метрология та прилади. – 2014. – № 1(45). – С. 78–80.
12. Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement [Text]. – Geneva: ISO, First Edition, 1995. – 101 p.
13. Yerokhin, A. Hardware-software complex for biomedical measurement of differential pressure in the maxillary sinus [Text] / A. Yerokhin, I. Zakharov, A. Nechiporenko, O. Garyuk // Proceedings of the symposium 24th national scientific symposium with international participation, 2014. – P. 290–294.

Запропоновано нове правило прийняття рішення, яке є модифікованою альтернативною стандартною в алгоритмі попередньої кластеризації. Дане правило було перевірене на експериментальних даних, а результати були порівняні із результатами, отриманими із використанням критерію сферичної роздільності. Представлені переваги та недоліки модифікованого правила прийняття рішення

Ключові слова: модифіковане правило прийняття рішення, алгоритм попередньої кластеризації

Предложено новое правило принятия решения, которое является модифицированной альтернативной стандартной в алгоритме предварительной кластеризации. Данное правило было проверено на экспериментальных данных, а результаты были сравнены с результатами, полученными с использованием критерия сферической раздельности. Представлены преимущества и недостатки модифицированного правила принятия решения

Ключевые слова: модифицированное правило принятия решения, алгоритм предварительной кластеризации

UDK 004.9

DOI: 10.15587/1729-4061.2015.51214

ANALYSIS OF THE MODIFIED ALTERNATIVE DECISION RULE IN THE PRECLUSTERING ALGORITHM

V. Mosorov

Doctor of Technical Science
Department of Computer Science in Economics
University of Lodz
Narutowicha str., 65, Lodz, Poland, 90-131
E-mail: wmosorow@uni.lodz.pl

T. Panskyi

Postgraduate student*
E-mail: panskyi@gmail.com

S. Biedron

Postgraduate student*
E-mail: SBiedron@wpia.uni.lodz.pl

*Institute of Applied Computer Science
Lodz University of Technology

Stefanowskiego str., 18/22, Lodz, Poland, 90-924

1. Introduction

Clustering analysis or simply clustering is a process of dividing a set of data objects into two or more subsets in such a way that objects in one subset (cluster) are characterized by a high degree of similarity, but differ from objects in other clusters. The concept and application of clustering is quite wide, they have been described repeatedly in various literature sources. So, it seems reasonable to omit well-known features of cluster analysis, its application in different fields of science and technology [1] and the description of popular clustering algorithms [2], and focus on a preclustering algorithm.

2. Analysis of published data and problem statement

The most known preclustering algorithms require a user setting of certain input parameters, one of the examples is

a canopy clustering algorithm, presented by [3]. It is often used for the preliminary analysis of input data or for primary clusterization for the k-means algorithm or hierarchical clustering algorithm. The aim of this method is finding the approximate number of the clusters, which make up the input information for other clustering algorithms (for example, k-means algorithm). The disadvantage of this pre-clustering algorithm is the heuristic definition of two threshold values (distances) T1 and T2. Another example is the usage of a BIRCH pre-clustering algorithm [4]. This algorithm is an efficient data reduction method in the case of large data sets. However, BIRCH requires the set of the optimization key parameters (like branching factor, quality threshold and selection of the separator line). Some clustering algorithms are part of already created algorithms and make up its preprocessing step [5]. For example, an algorithm for preprocess k-means clustering. The preprocessed k-means requires a lower number of iterations and produces very accurate