УДК 621.391.82:001.891.573:615.47

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ВНУТРЕННИХ СТРУКТУР БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПРИ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ (НА ПРИМЕРЕ ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА)

Кучер А.И., Алексанян Г.К., Щербаков И.Д.

Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова, Новочеркасск, e-mail: artiom.kucher@gmail.com

В настоящее время все более широкое распространение получает исследование вентиляции легких с помощью электроимпедансной томографии. Это вызвано тем, что с помощью электроимпедансной томографии можно проводить неинвазивный мониторинг поля изменения проводимости грудной полости. Данное изменение вызывается биологическими процессами в грудной полости. Наиболее существенный вклад в изменение проводимости грудной полости вносит вентиляции тканей легких. Таким образом, можно оценить интегральную вентиляцию левого и правого легкого на основании результатов мониторинга поля изменения проводимости грудной полости методом электроимпедансной томографии. Это возможно на основании результатов реконструкции путем интегрирования значений поля изменения проводимости в томографическом срезе. Также известен метод оценки интегральной вентиляции левого и правого легкого до реконструкции поля изменения проводимости грудной полости на основании измерительной информации для электроимпедансной томографии. В данной работе представлена математическая модель грудной полости человека для исследования влияния известной вентиляции легких на результат мониторинга поля изменения проводимости грудной полости. Исследование помехоустойчивости указанных подходов произведено на основании результатов моделирования путем добавления известного уровня шумов к измерительным данным.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, помехоустойчивость, отношение сигнал – шум, изменение проводимости, грудная полость, легкие

STUDY OF THE NOISE STABILITY OF THE METHODS FOR ESTIMATING THE INTERNAL STRUCTURES FUNCTIONAL STATE OF BIOLOGICAL OBJECTS AT ELECTROIMPEDANCE TOMOGRAPHY (ON THE EXAMPLE OF HUMAN LUNGS)

Kucher A.I., Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D.

South Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk, e-mail: artiom.kucher@gmail.com

The study of pulmonary ventilation using electrical impedance tomography is becoming increasingly widespread today. This is caused by fact that using electrical impedance tomography it is possible to conduct non-invasive monitoring of the field of changes in the conductivity of the chest cavity. The change is caused by biological processes in the chest cavity. The most significant contribution to the change in chest cavity conductivity is made by ventilation of the tissues of the lungs. Thus, it is possible to evaluate the integral ventilation of the left and right lung based on the results of monitoring the field of changes in the conductivity of the chest cavity by the method of electrical impedance tomography. This is possible based on the results of the reconstruction by integrating the values of the field of change in conductivity in a tomographic slice. Also known a method for evaluating the integral ventilation of the left and right lung before reconstructing the field of change in the conductivity of the chest cavity based on measurement information for electrical impedance tomography. This paper presents a mathematical model of the human thoracic cavity to study the effect of known ventilation on the result of monitoring the field of changes in the conductivity of the thoracic cavity. The study of the noise immunity of these approaches was made on the basis of the simulation results by adding a known level of noise to the measurement data.

Keywords: electrical impedance tomography, noise immunity, signal-to-noise ratio, change in conductivity, chest cavity, lungs

При мониторинге вентиляции лёгких человека методом электроимпедансной томографии (ЭИТ) [1] непрерывно формируются изображения поля изменения проводимости $\Delta\Omega$ грудной полости. Основным источником изменения является изменение проводимости тканей легкого при наполнении их воздухом во время дыхания. На основании обработки полученных изображений можно оценить как интегральную вентиляцию легких $\Delta V(t)$, так и вентиляцию отдельных его частей. Данный «функциональный портрет» органа может быть использован при его идентификации

на основании результатов реконструкции. Для определения интегрального изменения проводимости грудной полости достаточно проинтегрировать значения поля изменения проводимости грудной полости для каждого изображения. Полученный параметр — интегральное изменение проводимости грудной полости $\sum \Delta \Omega(t)$ — будет обладать высокой корреляцией с $\Delta V(t)$ [2]. Однако, реконструкция поля изменения проводимости грудной полости является некорректной задачей, что приводит к ошибкам и артефактам реконструкции [3]. Входные данные для реконструкции обладают малым

изменением и измеряются с погрешностью, что так же затрудняет процесс реконструкции и добавляет ошибок и артефактов [3]. Таким образом, интегрирование результатов реконструкции приведет к накоплению ошибок реконструкции. Однако информация об изменении проводимости грудной полости хранится в измерительной информации $\Delta\Phi(t)$ для ЭИТ. Следовательно, можно оценить $\Delta V(t)$ по $\Delta\Phi(t)$ до реконструкции $\Delta\Omega(t)$. Исследуем помехоустойчивость рассмотренных подходов.

Материалы и методы исследования

Для формирования измерительной информации для реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ использовано численное моделирование. Использована модернизированная модель грудной полости, разработанная на базе модели из работы [4]. Геометрия задачи представлена на рис. 1.

Для моделирования мониторинга изменения проводимости грудной полости при вентиляции легких проводимость σ и диэлектрическая проницаемость ε тканей легкого изменялась по закону вентиляции легких $\Delta V(t)$. Для формирования массивов $\sigma(t)$ и $\varepsilon(t)$ на основании $\Delta V(t)$ используются значения σ и ε на вдохе и выдохе для заданной частоты инжектируемого тока f_{Γ} Формирование производится по формуле

$$\Delta x(t_i, f_I) = (\Delta V(t_i) - \min(\Delta V(t))) \times \frac{x_{INS}(f_I) - x_{EXP}(f_I)}{\max(\Delta V(t)) - \min(\Delta V(t))} + x_{EXP}(f_I), (1)$$

где x — искомый параметр (σ или ϵ), $x_{I\!N\!S}$ — значение искомого параметра на вдохе; $x_{E\!X\!P}$ — значение искомого параметра на выдохе.

На рис. 2 представлены результаты формирования массива $\sigma(t)$ при $f_I = 20$ к Γ ц для $\Delta V(t)$, полученной на основании результатов спирометрии.

Для моделирования неоднородности разделения $\Delta V(t)$ между правым и левым легким введен коэффициент $K_{_{V\!II}}$, описывающий отношение изменения объема воздуха левого $\Delta V_{_{\rm I\!I}}(t)$ легкого к интегральному изменению объема лёгких $\Delta V_{_{\rm I\!I}}(t)$ и коэффициент $K_{_{V\!II}}$, описывающий отношение изменения объема воздуха правого $\Delta V_{_{\rm I\!I}}(t)$ легкого к интегральному изменению объема лёгких $\Delta V(t)$. Так, при $K_{_{V\!I\!I}}/K_{_{V\!I\!I}}=0,5/0,5$ законы изменения $\Delta \sigma(t_{_{\it I}}f_{_{\it I}})$ и $\Delta \varepsilon(t_{_{\it I}}f_{_{\it I}})$ для левого и правого легкого одинаковы. При $K_{_{V\!I\!I}}/K_{_{V\!I\!I}}=1/0$ проводимость и диэлектрическая проницаемость левого легкого не изменяются и соответствуют значению глубочайшего выдоха. При $K_{_{V\!I\!I}}/K_{_{V\!I\!I}}=0,67/0,33$ амплитуда закона изменения $\Delta \sigma(t_{_{\it I}}f_{_{\it I}})$ и $\Delta \varepsilon(t_{_{\it I}}f_{_{\it I}})$ левого легкого в два раза больше, чем у правого.

Для каждой точки графика $\Delta \sigma(t_i f_i)$ и $\Delta \varepsilon(t_i f_i)$ моделируется процесс получения измерительной информации $\Delta \Phi(t_i)$ для ЭИТ, формируя тем самым массив $\Delta \Phi(t_i)$:

$$\Delta\Phi(t) = \begin{pmatrix} \Delta\varphi_{1}(t_{1}) & \cdots & \Delta\varphi_{1}(t_{i}) & \cdots & \Delta\varphi_{1}(T) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \Delta\varphi_{I}(t_{1}) & \cdots & \Delta\varphi_{I}(t_{i}) & \cdots & \Delta\varphi_{I}(T) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \Delta\varphi_{L}(t_{1}) & \cdots & \Delta\varphi_{L}(t_{i}) & \cdots & \Delta\varphi_{L}(T) \end{pmatrix}, (2)$$

где L — число элементов вектора $\Delta\Phi(t_i)$. На основании массива $\Delta\Phi(t)$ производится реконструкция поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$. Для исследования влияния измерительных шумов к каждому значению $\Delta \phi$ добавлен шум с отношением сигнал/шум (SNR) равным [20; 30; 40; 50] дБ.

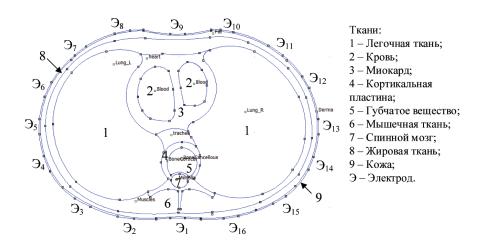


Рис. 1. Геометрия задачи для численного моделирования

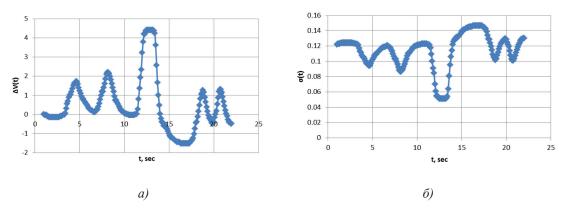


Рис. 2. Графики зависимостей $\Delta V(t)$ (a) и $\sigma(t)$ (б)

Результаты исследования и их обсуждение

На основании полученного массива $\Delta\Phi(t)$ с различным *SNR* произведена оценка интегральной вентиляционной функции (ИВФ) легких до и после реконструкции $\Delta\Omega(t)$. Для оценки ИВФ до реконструкции применен интегральный параметр $\Psi(t)$ [2], определяемый по формуле

$$\Delta \Psi(t_i) = \frac{\sum_{l=1}^{L} \Delta \varphi_l(t_i)}{L}.$$
 (3)

Для оценки ИВФ на основании $\Delta\Omega(t)$ использовано $\Sigma\Delta\Omega(t)$, которое определяется по формуле

$$\sum_{e=1}^{S} \Delta \sigma_{e}(t_{i}) = \sum_{e=1}^{S} \Delta \sigma_{e}(t_{i}), \qquad (4)$$

где $\Delta \sigma_e(t_i)$ — изменение проводимости e-го конечного элемента модели грудной полости в момент времени t_i ; S — число конечных элементов.

На рис. 3 представлены полученные графики $\Sigma\Delta\Omega(t)$ и $\Psi(t)$ на основании результатов моделирования $\Delta\Phi(t)$ при SNR=[20;30;40;50] дБ и $K_{_{V\!\!N}}/K_{_{V\!\!N}}=[0,\!5/0,\!5;1/0;0,\!67/0,\!33].$ Как видно из рис. 3, графики $\Sigma\Delta\Omega(t)$

Как видно из рис. 3, графики $\sum \Delta \Omega(t)$ и $\Psi(t)$ имеют такой же закон изменения, как и $\Delta V(t)$. Однако с ростом уровня шумов входных данных зашумленность $\sum \Delta \Omega(t)$ увеличивается значительно быстрее чем зашумленность $\Psi(t)$. Оценим уровень корреляции полученных графиков $\sum \Delta \Omega(t)$ и $\Psi(t)$ с $\Delta V(t)$. Для этого рассчитаем коэффициент линейной корреляции Пирсона [5] по формуле

$$r_{\Delta V\Psi} = \frac{\text{cov}_{\Delta V\Psi}}{\sigma_{\Delta V}\sigma_{\Psi}},\tag{5}$$

$$r_{\Delta V \Sigma \Delta \Omega} = \frac{\text{cov}_{\Delta V \Sigma \Delta \Omega}}{\sigma_{\Delta V} \sigma_{\Sigma \Delta \Omega}},$$
 (6)

где $\sigma_{\Delta V}$ — среднеквадратическое отклонение $\Delta V(t)$; σ_{Ψ} — среднеквадратическое отклонение $\Psi(t)$; $\sigma_{\Sigma\Delta\Omega(t)}$ — среднеквадратическое отклонение $\Sigma\Delta\Omega(t)$; и интегрального параметра $\Psi(t)$; $\cos_{\Delta V\Psi}$ — ковариация $\Delta V(t)$ и интегрального параметра $\Psi(t)$; $\cos_{\Delta V\Sigma\Delta\Omega}$ — ковариация $\Delta V(t)$ и интегрального параметра $\Sigma\Delta\Omega(t)$. Линейный коэффициент корреляции r может принимать значения в диапазоне [-1,1]. Знак обозначает направление связи (прямая или обратная).

Результаты расчета коэффициентов $r_{\Delta V\Psi}$ и $r_{\Delta V \Sigma \Delta \Omega}$ при SNR = [20; 30; 40; 50] дБ и $K_{V\!\!\!\!/}$ $K_{V\!\!\!\!/}$ = [0,5/0,5; 1/0; 0,67/0,33] представлены на рис. 4.

Как видно из рис. 4, $\Psi(t)$ сохраняет крайне высокую (r>0,95) корреляцию с $\Delta V(t)$ вне зависимости от SNR и $K_{\nu T}/K_{\nu \Pi}$. При этом корреляция между $\sum \Delta \Omega(t)$ и $\Delta V(t)$ значительно падает с уменьшением SNR и зависит от $K_{\nu T}/K_{\nu \Pi}$. Следовательно, метод оценки $\Delta V(t)$ до реконструкции $\Delta \Omega(t)$ на основании $\Delta \Phi(t)$ путем расчета $\Psi(t)$ позволяет оценить $\Delta V(t)$ с высокой помехоустойчивостью.

Заключение

Предложен метод моделирования для исследования влияния вентиляции легких на результат мониторинга поля изменения проводимости грудной полости методом электроимпедансной томографии. На основании разработанной ранее модели грудной полости человека и предложенного метода мониторинга сформированы массивы измерительной информации для реконструкции поля проводимости внутренних структур биологических объектов. К данным добавлен шум заданного уровня и произведена оценка интегральной вентиляционной

функции легких на основании результатов измерений и на основании результатов реконструкции. Исследование коэффициента корреляции между полученными значениями показало сохранение высокой степени корреляции с падением отношения сигналшум при различных соотношениях вентиляции левого и правого легкого. В то же время выявлено резкое падение корреляции между указанными величинами с падением отношения сигнал — шум, а также зависимость корреляции между соотношением изменения объема воздуха левого и правого легко-

го. Таким образом, метод оценки вентиляции легких до реконструкции на основании расчета измерительных данных позволяет оценить вентиляцию легких с высокой помехоустойчивостью. Данный метод может быть использован при идентификации легких с помощью ЭИТ путем выделения областей, наполняемых воздухом [6–8]. Для этого может быть использовано сравнение закона изменения проводимости конечного элемента и закона изменения вентиляции легких, что позволит повысить помехоустойчивость метода оценки регионарной вентиляции.

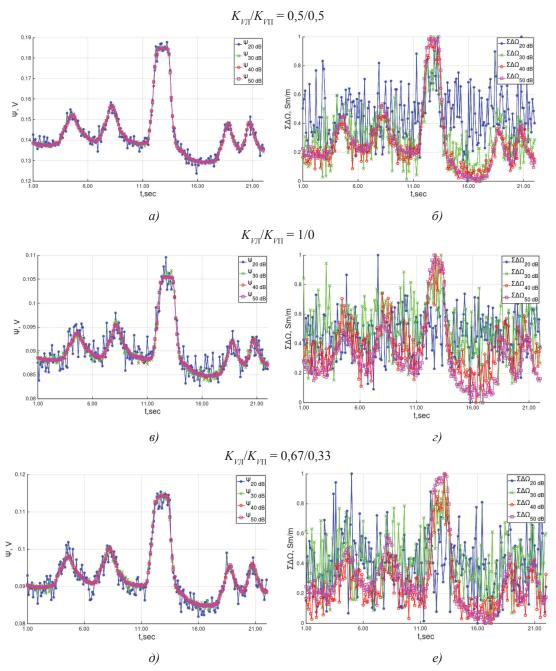


Рис. 3. Графики зависимостей $\Psi(t)$ (a, в, д) и $\sum \Delta \Omega(t)$ (б, г, е) при SNR = [20; 30; 40; 50] дБ

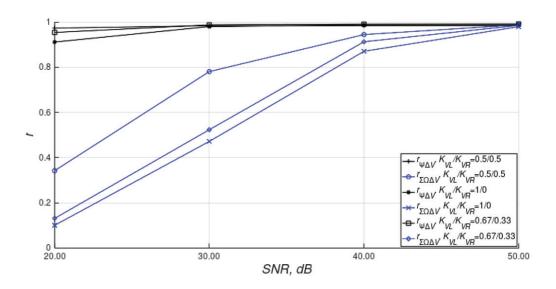


Рис. 4. Результаты расчетов $r_{AV\Psi}$ и $r_{AV\Sigma AQ}$ при SNR = [20; 30; 40; 50] ∂E и K_{VT}/K_{VT} =[0,5/0,5; 1/0; 0,67/0,33]

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-38-00786 «Разработка методологии и алгоритмических средств интеллектуальной идентификации внутренних структур биологических объектов в системах электроимпедансной томографии».

Список литературы

- 1. Frerichs I. и др. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. Thorax. 2017. Vol. 72. P. 83–93. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2016-208357.
- 2. Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I., Sulyz A.V. Development of the algorithm of measurement data and tomographic section reconstruction results processing for evaluating the respiratory activity of the lungs using the multi-angle electric impedance tomography. AIP Conference Proceedings. 2018. T. 1952. N 020102. 8 c. DOI: 10.1063/1.5032064.
- 3. Sbarbaro, Daniel & Vauhkonen, Marko & Johansen State estimation and inverse problems in electrical impedance tomog-

raphy: Observability, convergence and regularization. Inverse Problems. 2015. Vol. 31. N_2 4. N_2 045004.

- 4. Aleksanyan G.K., Kucher A.I., Shcherbakov I.D. Research of the Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography using Possibility for Specific Physiological Processes monitoring Tasks. Journal of Engineering and Applied Sciences. 2017. T. 12. № 1. P. 4251–4258. DOI: 10.3923/jeasci.2017.4251.4258.
- 5. Ивановский Р.И. Теория вероятностей и математическая статистика. Основы, прикладные аспекты с примерами и задачами в среде Mathcad. СПб.: БХВ-Петербург, 2008. 528 с.
- 6. Zhao Z., Yun P.J., Kuo Y.L., Fu F., Dai M., Frerichs I., Möller K. Comparison of different functional EIT approaches to quantify tidal ventilation distribution. Physiological Measurement. 2018. Vol. 39. № 1. 14 p.
- 7. Frerichs I., Hahn G., Schiffmann H., Berger C., Hellige G. Monitoring regional lung ventilation by functional electrical impedance tomography during assisted ventilation. Ann. N.Y. Acad. Sci. 1999. Vol. 20. № 873. P. 493–505.
- 8. Hahn G., Sipinkova I., Baisch F., Hellige G. Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. Physiological Measurement. 1995. Vol. 16. № 3A. P. 161–173.