#### УДК 004.021:616

## ФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ АНАТОМИЧЕСКИЙ МАКЕТ ГРУДНОЙ ПОЛОСТИ И ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ МНОГОРАКУРСНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

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

ФГБОУ ВО «Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова», Новочеркасск, e-mail: graer@yandex.ru

В настоящей работе показана необходимость разработки физической модели грудной клетки биологического объекта в виде функционального анатомического макета для задач многоракурсной электроимпедансной томографии. Рассмотрены разработанные ранее математические модели и макеты, показаны достоинства и недостатки их использования. На основании проведенного анализа существующих решений разработан функциональный анатомический макет, показаны особенности его проектирования и реализации, а также описаны алгоритмы работы с макетом при проведении исследований. На базе разработанного функционального анатомического макета грудной клетки проведены экспериментальные исследования по определению функциональных возможностей непрерывного мониторинга изменения проводимости в плоскости сечения (наложения) пояса электродов с применением аппаратно-программного комплекса электроимпедансной томографии в виде натурных испытаний. Получены результаты в виде графиков временной зависимости интегрального параметра изменения проводимости в проводимости интегрального параметра изменения проводимости в виде графиков временной зависимости интегрального параметра изменения проводимости и структур исследуемого объекта, а также графическое представление результатов реконструкции поля проводимости. Анализ визуализированных результатов реконструкции показывает возможность использования разработанного функционального макета в исследованиях воздухонаполнения летких в составе грудной клетки биологических объектов. Таким образом, работоспособность разработанной физической модели проверена в ходе экспериментальных исследований.

Ключевые слова: многоракурсная электроимпедансная томография, функциональный анатомический макет, физическая модель, фантом, эксперимент, распределение проводимости, реконструкция, визуализация

## FUNCTIONAL HUMAN THORAX AND LUNGS ANATOMICAL MODEL FOR MULTI-ANGLE ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

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

Platov South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk, e-mail: graer@yandex.ru

In this paper we show the need of development a physical model of the chest of biological objects in the form of functional anatomical layout for multi-angle electrical impedance tomography tasks. Mathematical models and mock-ups, previously developed, are shown with their advantages and disadvantages. Based on the analysis of existing anatomical functional solutions designed layout, showing features of its design and implementation, and the algorithms described with layouts during the study. On the basis of the designed layout of the functional anatomy of the chest performed experimental studies to determine the functionality of the continuous monitoring of the change in conductivity in the plane of section (overlay) electrode belt using the hardware-software complex electrical impedance tomography in the form of full-scale tests. Results are obtained in the form of graphs the time dependence of the integral parameter conductivity changes of the internal structures of the test object and the graphical representation of the results of the reconstruction field conductivity. Analysis visualized the reconstruction results show the possibility of using the functional layout designed to study air-filled lungs into the chest of biological objects. Thus, the performance of the developed physical model tested in the pilot study.

Keywords: multi-angle electrical impedance tomography, functional anatomical model, physical model, phantom, experiment, conduction distribution, reconstruction, visualization

Электроимпедансная томография (ЭИТ) один из методов медицинской визуализации, основанный на электрических измерениях на поверхности биологического объекта во время прохождения через объект высокочастотного электрического тока I малой амплитуды [1-2]. На основе результатов измерения, информации об алгоритме инжектирования, форме объекта, электродов El, и их местоположения, а также априорной информации об объекте, производится реконструкция поля проводимости о внутри объекта [3]. Одним из направлений ЭИТ является трехмерная ЭИТ, позволяющая получать информацию о параметрах поля проводимости внутренних структур

ИО как в отдельном двумерном томографическом срезе, так и в их совокупности [4]. Использование нескольких электродных поясов пациента позволяет формировать трехмерную картину поля проводимости σ на основе отдельных томографических срезов, предлагая новую функциональность в виде многоракурсности – многоракурсная ЭИТ (МРЭИТ).

Одним из видов применения МРЭИТ является исследование легких – оценка регионарной вентиляционной функции легких на основе результатов реконструкции и визуализации поля проводимости о внутри грудной полости методом МРЭИТ. Так как оценка регионарной вентиляционной функции легких производится на основе результатов реконструкции и визуализации поля проводимости σ внутри грудной полости, верификация результатов оценки возможна путем верификации результатов реконструкции.

В связи с отсутствием референтных методов определения поля проводимости σ, встает вопрос верификации результатов работы устройства многоракурсной ЭИТ на объекте с известным полем проводимости σ. Для верификации используют физические и математические модели исследуемого объекта, содержащие некоторые упрощения по сравнению с исследуемым объектом [5]. На математической модели верифицируют алгоритмы реконструкции и визуализации внутренней структуры методом МЭИТ. Данные работы проведены в [6]. Для верификации работы аппаратнопрограммного комплекса необходима физическая модель - функциональный макет исследуемого объекта с известным распределением проводимости о. В связи с этим предлагается разработка, создание и исследование функционального анатомического макета (ФАМ) грудной полости и легких для многоракурсной электроимпедансной томографии.

#### Материалы и методы исследования

В ЭИТ в качестве физической модели используют так называемый фантом [5] – емкость из диэлектрического материала, по периметру которой на равном удалении расположены электроды *El*<sub>1</sub>. Емкость заполняется проводящей средой (например, 0,9% раствор *NaCl* в воде или образцы биологических тканей), в которую вносят различные неоднородности. Такая физическая модель содержит меньше упрощений и допущений по сравнению с математической моделью [5]. Как правило, для целей ЭИТ используются фантомы простой формы, что вызвано высокой доступностью емкостей простой цилиндрической формы, широко используемых в быту (пластиковые емкости различной формы и размеров) [5]. Пример такого фантома представлен на рис. 1. Данный фан-

том с электродной системой разработан авторами в рамках работ по проекту № 14.574.21.0029 (Министерство образования и науки РФ). Однако подобные фантомы не позволяют производить моделирование процесса воздухонаполнения легких: помимо очевидного недостатка в виде формы, не соответствующей форме грудной клетки моделируемого объекта, в таком фантоме не обеспечена фиксация в горизонтальной плоскости емкостей с воздухом, имитирующих легкие. Кроме того, не приняты меры по предотвращению выталкивания данных емкостей на поверхность жидкости по мере наполнения их воздухом.

Для верификации результатов реконструкции поля проводимости о грудной полости человека во время дыхательной активности разработан фантом, форма которого повторяет форму грудной полости человека с внутренним строением, позволяющим моделировать процесс дыхания. Ввиду сложной формы для изготовления физического объекта применены аддитивные технологии, а именно пластиковая 3D печать. Для этого в свободно распространяемой параметрической САПР FreeCAD разработана трехмерная модель ФАМ грудной полости и легких. Разработанная модель представлена на рис. 2. Исходные данные для разработки ФАМ (геометрические размеры и форма структуры грудной полости) взяты из [7].

По периметру ФАМ расположены 16 электродов  $El_{i}$ , где i = 1..16, на равном удалении друг от друга. Для функционального моделирования процесса воздухонаполнения лёгких предусмотрены области L, (левое легкое) и L<sub>в</sub> (правое легкое), в которых расположены эластичные емкости для воздуха. В контуре областей L<sub>1</sub> и L<sub>R</sub> предусмотрены отверстия для доступа проводящей среды. Области L<sub>L</sub> и L<sub>R</sub> ограниченны сверху распорками и прозрачным диэлектрическим материалом, которые используются для защиты от выталкивания из проводящей среды эластичных емкостей для воздуха силой Архимеда. Процесс дыхания (наполнение легких воздухом) моделируется путем нагнетания воздуха в области L<sub>1</sub> и L<sub>2</sub> с помощью механического насоса. Предусмотрен клапан сброса воздуха. В каждом легком предусмотрена возможность управления каналом подачи воздуха для моделирования патологий. Внешний вид разработанного ФАМ, подключенного к макету аппаратно-программного комплекса электроимпедансной томографии показан на рис. 3, а. Внешний вид разработанного ФАМ с установленными электродами показан на рис. 3, б.



Рис. 1. Образец фантома простой формы



Рис. 2. Трехмерная модель разработанного фантома. Вид сверху (а) и аксонометрическая проекция (б)



Рис. 3. Физическая модель грудной полости и легких

Получение измерительной информации произведено с использованием макета аппаратно-программного комплекса электроимпедансной томографии биологических объектов [8–9]. Реконструкция и визуализация распределения проводимости  $\sigma$  грудной полости в плоскости сечения (наложения) электродов  $El_i$  проведены с применением Octave и EIDORS [10]. Экспериментальные исследования разработанного ФАМ выполнены при параметрах, сведенных в таблицу.

1	арамет	ры	ЭКСІ	пері	име	нт	a
---	--------	----	------	------	-----	----	---

Параметр	Значение		
Тип мониторинга	Непрерывный		
Частота $f_I$ инжектируе-	20		
мого тока I, кГц			
Амлитуда I <sub>м</sub> инжектиру-	5		
емого тока <i>I</i> , мА			
Режим измерений	Дифференциальный		
Алгоритм измерения	«ближний сосед» [11]		
Измерения на инжекти-	Отсутствуют		
рующих электродах			

Результаты измерения разности потенциалов  $\Delta \phi_j$ , j = 1..208 (данное число измерений обусловлено используемым алгоритмом измерения и числом электродов) между измерительными электродами  $El_i$  при различных конфигурациях инжектирующих электродов непрерывного мониторинга были обработаны аналогично [12] – произведена оценка интегрального параметра  $\Theta$  (среднего значения падения напряжения  $\Delta \phi_i$  для каждого набора измерительных данных). Результаты оценки интегрального параметра  $\Theta$  для областей  $L_L$  и  $L_R$ , а также для ( $L_L + L_R$ ) представлен на рис. 4.

На основе результатов реконструкции поля проводимости  $\sigma$  в плоскости сечения (наложения) электродов  $El_i$  произведена оценка интегрального изменения проводимости  $\Delta\Omega$  по формуле (\*). Оценка проводилось для областей  $L_L$  и  $L_R$ , а также для  $(L_I + L_R)$ . Результат оценки приведен на рис. 6:

$$\Delta \Omega = \sum_{i=1}^{K} \frac{\Delta \sigma_i}{K}, \qquad (*)$$

где  $\Delta\Omega$  – интегральное изменение проводимости исследуемого объекта,  $\Delta\sigma_i$  – значение изменения проводимости *i*-го элемента конечноэлементной модели

исследуемого объекта; K – номера конечных элементов, по которым проводится интегрирования. При оценке интегрального изменения проводимости  $\Delta\Omega$  для всего ФАМ оценка проводится по всем конечным элементам, для правой и левой частей – только для конечных элементов правой и левой частей соответственно.

# Результаты исследования и их обсуждение

На рис. 4 представлены графики зависимости интегрального параметра  $\Theta$  от порядкового номера реконструированного изображения внутренней структуры для областей  $L_L$ ,  $L_R$  и  $(L_L + L_R)$ . Данный график позволяет оценить изменение проводимости  $\sigma$  всего ФАМ, а также его правой и левой частей по отдельности. На графике выделены этапы A, B, C, D. Этап A – начало эксперимента; этап B – наполнение воздухом области  $L_R$ ; этап C – наполнение воздухом области  $L_L$  при перекрытом клапане подачи воздуха в область  $L_R$ ; этап D – моделирование медленного выдоха.

Пример визуализации результатов реконструкции поля проводимости σ представлены на рис. 5. На рис. 5, а представлен результат визуализаций результатов реконструкции поля проводимости σ для измерения с порядковым номером № 200 (граница этапов В и С на рис. 4). На рис. 5, б, представлен результат визуализаций результатов реконструкции поля проводимости σ для измерения с порядковым номером № 320 (область пересечения графиков изменения интегрального параметра  $\Theta$  для области  $L_{I}$  и для  $L_{R}$  на рис. 4). На рис. 5, в, представлен результат визуализаций результатов реконструкции поля проводимости о для измерения с порядковым номером № 500 (граница этапов С и D на рис. 4). На рис. 5, г, представлен результат визуализаций результатов реконструкции поля проводимости о для измерения с порядковым номером № 2000 (последнее измерение непрерывного мониторинга).

На рис. 6 представлены графики зависимости интегрального изменения проводимости  $\Delta \sigma$  от номера изображения внутренней структуры для областей  $L_L$ ,  $L_R$ и  $(L_L + L_R)$ .



*Рис.* 4. Зависимость интегрального параметра  $\Theta$  для областей  $L_{I}$ ,  $L_{R}$  и  $(L_{I} + L_{R})$ 



Рис. 5. Примеры визуализаций результатов реконструкции поля проводимости



Рис. 6. Зависимость интегрального изменения проводимости  $\Delta\Omega$  для областей  $L_{I}$ ,  $L_{p}$  и  $(L_{I} + L_{p})$ 

Как видно из рис. 4 и 6, на первом этапе эксперимента (А) изменения в проводимости σ внутри физической модели отсутствуют ввиду отсутствия процесса воздухонаполнения областей  $L_I$  и  $L_R$ . На втором этапе эксперимента (В) производится наполнение воздухом области L<sub>R</sub>. Далее подача воздуха в область L<sub>R</sub> останавливается и начинается третий этап (C) – наполнение воздухом области L<sub>1</sub>. Четвертый этап (D) моделирует плавный выдох путем открытия клапана сброса воздуха. Выводы по результатам анализа измерительной информации и результатов реконструкции поля проводимости в плоскости сечения (наложения) пояса электродов совпадают с экспериментальным воздухонаполнением ФАМ. Таким образом, разработанный ФАМ позволяет получить измерительную информацию для МРЭИТ легких с известным распределением проводимости, а также заданными патологиями воздухонаполнения легких.

#### Заключение

В ходе проведенных работ решена актуальная задача - исследование и разработка физических моделей грудной полости и легких биологического объекта с возможностью имитации процесса дыхания и патологий легких для исследований разрабатываемых методов и алгоритмов многоракурсной электроимпедансной томографии. Для этого разработана и создана физическая анатомическая модель грудной полости человека, позволяющая моделировать процесс воздухонаполнения легких. На базе разработанного функционального анатомического макета проведен непрерывный мониторинг изменения проводимости в плоскости сечения (наложения) пояса электродов с применением макета аппаратно-программного комплекса электроимпедансной томографии. Получены результаты в виде графиков временной зависимости интегрального параметра изменения проводимости исследуемого объекта, а также графическое представление результатов реконструкции поля проводимости. Анализ визуализированных результатов реконструкции показывает возможность использования разработанного функционального макета в исследованиях воздухонаполнения легких биологических объектов. Таким образом, работоспособность разработанной модели проверена в ходе экспериментальных исследований.

Работы выполняются в рамках гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-196.2017.8 «Разработка теоретических основ и алгоритмов многоракурсной электроимпедансной томографии для систем неинвазивной трехмерной медицинской визуализации».

#### Список литературы

1. Borcea L. Electrical impedance tomography. Inverse Problems. 2002. Vol. 18. № 6. P. 99–136.

2. Коломиец В.Я. Электроимпедансная томография – новый метод респираторного мониторинга // Поликлиника. 2013. С. 34–35.

3. Yang C.L. Electrical impedance tomography: algorithms and applications: Thesis (Doctor of Philosophy (PhD)). University of Bath. 2014. P. 142.

4. Smyl D., Hallaji M., Seppänen A. et al. Three-Dimensional Electrical Impedance Tomography to Monitor Unsaturated Moisture Ingress in Cement-Based Materials. Transp Porous Med. 2016. Vol. 115. P. 101–124.

5. Ahn S., Oh T.I., Jun S.C., Lee J., Seo J.K., Woo E.J. Weighted frequency-difference EIT measurement of hemisphere phantom. Journal of Physics: Conference Series. 2010. Vol. 224. P. 1–4. 6. Алексанян Г.К., Денисов П.А., Кучер А.И. Исследование применимости натурально-модельного подхода для задач реконструкции поля проводимости при многочастотной электроимпедансной томографии // Фундаментальные исследования. 2016. № 11–5. С. 895–899.

7. Марысаев В.Б. Атлас анатомии человека. 2-е изд., доп. и перераб. М.:РИПОЛ классик, 2009. С. 576.

8. Алексанян Г.К., Горбатенко Н.И., Кучер А.И., Тарасов А.Д. Устройство сбора и передачи данных для электроимпедансной томографии биологических объектов // Пат. РФ № 164812. Патентообладатель Юж.-Рос. гос. политехн. ун-т (НПИ) им. М.И. Платова. 2016. Бюл. № 26.

9. Aleksanyan G.K., Kucher A.I., Tarasov A.D., Cuong N.M., Phong C.N. Design of Software and Experimental Setup for Reconstruction and Visualization of Internal structures of Conductive Bodies. International Journal of Soft Computing. 2015. Vol. 10. № 6. P. 462–467.

10. Adler A., Lionheart W.R.B. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT. Physiological Measurement. 2006. Vol. 27. № 5. P. 25–42.

11. Bera, Tushar Kanti, Nagaraju J. Electrical Impedance Tomography (EIT): A Harmless Medical Imaging Modality. Medical Imaging: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications. IGI Global, 2017. P. 71–114.

12. Aleksanyan G., Shcherbakov I., Kucher A., Priyma M. Research of the conductivity of organic and inorganic media in multi-angle multi-frequency electrical impedance tomography. Dynamic of Technical Systems: XIII International Scientific-Technical Conference (DTS-2017). (Rostov-on-Don, 13– 15 September 2017). Rostov-on-Don, 2017. V. 132. 04008. 4 p. DOI: 10.1051/matecconf/201713204008..