

В.В. Гривцов

**ПОСТРОЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ СЕЧЕНИЙ БИООБЪЕКТА
ПО ХАРАКТЕРИСТИКАМ ТКАНЕВОЙ ГАРМОНИКИ ПРОШЕДШЕЙ
ВОЛНЫ АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА ***

Излагаются общие сведения о методе двумерной ультразвуковой томографии на основе измерения амплитудных характеристик второй тканевой гармоники прошедшей волны. При визуализации в ультразвуковой томографии объект представляется как набор тонких срезов изображения поперечных сечений биообъекта. Изображение получают по данным о распределении нелинейного параметра в биоткане вдоль большого числа направлений, лежащих в плоскости данного сечения. Представлен алгоритм получения проекций амплитуд колебательных скоростей второй гармоники акустической волны, прошедшей через неоднородную биологическую среду. На основании уравнения для простой волны, лежащей в основе построения алгоритма, описывается образование тканевой гармоники, возникающей за счет нелинейных эффектов в биологических тканях, рассчитывается распределение нелинейного параметра в биоткане. Представлены схемы сканирования, при которых излучатель и приемник находятся в плоскости сечения, изображение которого требуется получить. Основным математическим инструментом построения изображения в ультразвуковой томографии являлся аппарат обращения преобразования Радона. Исследования выполнялись для аналитического метода топографической реконструкции, в которых задача визуализации сводится к решению системы линейных уравнений.

Нелинейный параметр; ультразвуковая томография; вторая гармоника; визуализация, биоткань.

V.V. Grivtsov

**CREATION OF THE IMAGE OF THE BIOOBJECT SECTIONS
USING THE CHARACTERISTICS OF FABRIC HARMONICA IN THE
TRANSMITTED ACOUSTIC SIGNAL WAVE**

The paper presents general information about a method of a two-dimensional ultrasonic tomography on the basis of measurement of amplitude characteristics in the second fabric harmonic of the transmitted wave. At visualization in an ultrasonic tomography an object is represented as a set of thin cuts of the image of the bioobject transverse sections. The image is received by data about distribution of nonlinear parameter in the biological tissue along a large number of the directions lying in the plane of this section. The algorithm of receiving projections of amplitudes of vibrational speeds of the second harmonic of the acoustic wave which transmitted through the heterogeneous biological environment is presented. On the basis of the simple wave equation which is the cornerstone of an algorithm creation of tissular harmonic formation arising due to nonlinear effects in biological tissues is described, distribution of nonlinear parameter in the biotissue is calculated. Schemes of scanning at which the radiator and the receiver are in the plane of section which image is required to be received are submitted. The main mathematical instrument of creation of the image in an ultrasonic tomography is the Radon conversion device. The research was carried out for an analytical method of topographical reconstruction in which the problem of visualization comes down to a solution of a linear equation system.

Nonlinear parameter; ultrasonic tomography; the second harmonica; visualization; biotissue.

* Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-07-00374/16.

Введение. Получение изображения в классической томографии состоит из двух этапов: решение прямой задачи, включающее получение проекционных данных по прошедшему излучению и обратной, заключающейся в восстановлении распределения информационного параметра в среде. В известных методах визуализации внутренних структур биологических объектов, основанных на прохождении акустического поля через биосреду, используются законы линейной акустики. Точного решения задач восстановления изображения за счет построения распределения импедансом в настоящее время не существует [1], так как импеданс определяется на основе произведения двух переменных ρ и c , что приводит к значительному усложнению математической части обработки результатов [2, 3].

Для метода двумерной ультразвуковой томографии на основе измерения амплитудных характеристик второй тканевой гармоники прошедшей волны в качестве информационного параметра выступает нелинейный параметр биосреды. Нелинейный параметр дает значительные преимущества в реализации метода акустической визуализации, особенно в случае, когда акустический импеданс сред близок друг к другу [4–8].

В работе рассмотрен алгоритм получения проекционных данных для метода двумерной ультразвуковой томографии. В качестве проекций предполагается набор амплитуд колебательных скоростей вторых гармоник акустической волны, прошедшей через биообъект для различных углов поворота системы.

Постановка задачи. В ультразвуковой томографии изображение внутренней структуры биологического объекта получают по данным об амплитуде колебательных скоростей вторых гармоник акустической волны, прошедшей через биообъект для различных углов поворота системы [9].

Амплитуда колебательных скоростей вторых гармоник акустической волны излучения на выходе луча, соединяющего источник и приемник, является интегральной характеристикой нелинейности среды исследуемого объекта (рис. 1).

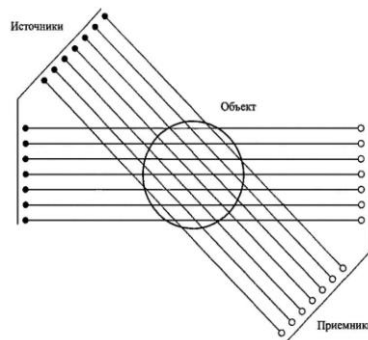


Рис. 1. Схема построения ультразвуковой томографической системы

В биологических тканях на малых расстояниях, порядка десяти сантиметров, затухание достаточно мало, что позволяет использовать для описания изменения амплитудных характеристик акустического излучения уравнение для простой волны, бегущей в положительном направлении [10–14]:

$$\varphi = \Phi \left[t - \frac{r}{c_0} \right]. \quad (1)$$

Для описания образования и распространения второй гармоники акустической волны, решим уравнение 1 методом последовательных приближений, приняв граничные условия: на границе $x = 0$, колебательная скорость изменяется по закону:

$$u(x = 0, \tau = t) = u_0 \sin(\omega\tau),$$

$$u^{(2)}(0, \tau) = 0.$$

Первое и второе приближения уравнения простой волны будут выглядеть следующим образом [9, 10]:

$$\frac{\partial u^{(1)}}{\partial x} = 0, \quad (2)$$

$$\frac{\partial u^{(2)}}{\partial x} = \frac{\varepsilon}{2c_0} \frac{\partial}{\partial \tau} (u^{(1)})^2. \quad (3)$$

С учетом граничных условий решение уравнение 3 относительно уравнения 2, имеет вид

$$u^{(2)} = \frac{\varepsilon}{2c_0^2} \omega u_0^2 r \sin(2\omega\tau), \quad (4)$$

где c_0 – фазовая скорость звука,

u_0 – начальное значение колебательно скорости первой гармоники,

$\varepsilon = \frac{(\gamma+1)(\gamma+2)}{2}$ – нелинейный параметр,

$\omega = 2\pi f$ – циклическая частота первой гармоники,

$\tau = t - \frac{r}{c_0}$ – время в сопровождающей системе координат.

Общее описание формы поля вторичных источников в точке наблюдения М представляется следующим образом [12]:

$$F(2\omega) \int_V \cos(\alpha + x'\beta k^{2\omega} z' \sin \varphi) dx' dy' dz' =$$

$$= F(2\omega) \int_{-b/2}^{b/2} dz' \int_{l_1}^{l_2} dx' \int_{a_1}^{a_2} \cos(\alpha + x'\beta k^{2\omega} z' \sin \varphi) dz', \quad (5)$$

где $F(2\omega)$ – отражает амплитудные характеристики поля вторичных источников.

Интегрирование уравнения 2 по трем координатам позволяет получить выражения для описания поля вторичных источников внутри биообъекта [6].

Математическая модель. Рассматривается следующая математическая модель метода двумерной ультразвуковой томографии [15]. В двумерной томографии объект представляется в виде набора тонких срезов (рис. 1). Изображение объекта в виде поперечных сечений получают на основе амплитуды прошедшего излучения вдоль большого числа направлений, которые лежат в плоскости рассматриваемого сечения.

Используются схемы сканирования, при которых источник и приемник находятся в плоскости сечения, изображение которого необходимо получить. Для расчета используем параллельную схему сканирования. Она представляет собой систему, заданную для нескольких направлений, равноудаленных друг от друга параллельных прямых. Эти прямые разделены равными угловыми интервалами (рис. 2).

В этом случае требуется один излучатель и один приемник. Эта система движется параллельно друг другу и поворачивается в процессе сканирования.

Методы реконструкции, используемые в вычислительной томографии можно разделить на два вида: алгебраические и аналитические [16, 17].

В аналитических методах все рассмотрение проводится в непрерывной форме, а дискретизация выполняется на окончательном этапе реализации алгоритма восстановления. Основным математическим инструментом в этом случае является аппарат обращения преобразования Радона.

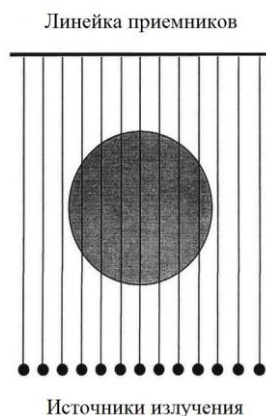


Рис. 2. Схема сканирования для восстановления изображения

Для алгебраических методов реконструкции задача сводится к решению системы линейных уравнений. При этом дискретизация осуществляется в начале рассмотрения. В представленной работе исследования выполнялись для аналитического метода топографической реконструкции.

Преобразование Радона на плоскости при решении задач визуализации биообъектов на основе исследования характеристик второй гармоники сигнала будет иметь следующий вид.

Плотность объекта в сечении в двумерном случае является функцией двух пространственных координат $f(x, y)$ или $f(r, \phi)$. Таким образом, в двумерной томографии решается задача нахождения функции двух переменных по конечному числу ее линейных интегралов L (рис. 3).

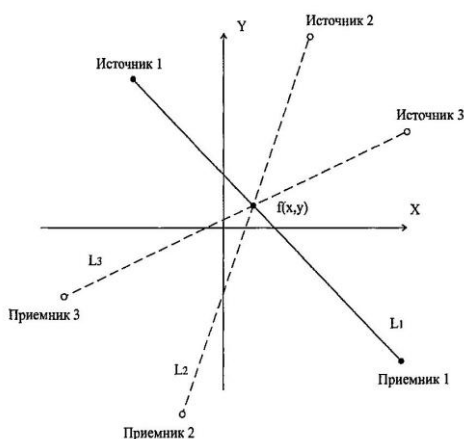


Рис. 3. Нахождение функции двух переменных $f(x, y)$ по конечному числу ее линейных интегралов L

В общем виде задача нахождения функции $f(x, y)$ по конечному числу ее линейных интегралов L была решена Радонем в 1917 году [18]. Была получена формула, решение которой заключается в следующем: информационный параметр в точке бесконечно тонкого слоя однозначно определяется множеством всех линейных интегралов.

Однако, в своей работе Радон вывел математическую формулу, а не эффективный алгоритм вычисления.

Лучевое преобразование P (n -мерное) отображает функцию, определенную в R^n во множество ее линейных интегралов

$$Pf(\Theta, x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x + t\Theta) dt. \quad (6)$$

Отображение функции, заданной на R^2 , во множество ее линейных интегралов называется преобразованием Радона на плоскости. Из этого следует, что в двумерном случае задача восстановления сводится к обратному преобразованию Радона на R^2 .

Радоновский образ функции f определяется для пары вещественных чисел (l, Θ) следующим образом [16]:

$$\begin{aligned} [\text{Rf}](l, \Theta) &= \int_{-\infty}^{+\infty} f(\sqrt{l^2 + z^2}, \Theta + \arctg(z/l)) dz, \quad \text{при } l \neq 0, \\ [\text{Rf}](0, \Theta) &= \int_{-\infty}^{+\infty} f\left(z, \Theta + \frac{\pi}{2}\right) dz. \end{aligned}$$

Преобразование Радона ставит в соответствие функции f двух полярных переменных (r, ϕ) другую функцию Rf двух переменных (l, Θ) .

Таким образом, необходимо найти оператор R^{-1} , такой, что $R^{-1}Rf$ приводит к f , т.е. формула, которая по функциям от двух вещественных переменных p определяет Rf в точках (r, ϕ) :

$$[Rf](r, \phi) = \frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi \int_{-E}^E \frac{1}{r \cos(\theta - \phi) - l} p_1(l, \Theta) dl d\Theta. \quad (7)$$

Здесь $[-E, E]$ – область реконструкции, $p_1(l, \Theta)$ – частная производная от $p(l, \Theta)$ по l .

Алгоритмы топографической реконструкции. Обратное преобразование Радона для функции двух переменных может быть сведено к следующей последовательности операций:

- ◆ взятию частной производной p по его первой переменной для получения функции q ;
- ◆ преобразованию Гильберта для q по его первой переменной для получения функции t ;
- ◆ обратному проецированию t ;
- ◆ умножению полученного результата всех этих операций на $(-1/2\pi)$.

В работе [15] с выводом формулы показана реконструкция изображения с использованием сверхточного алгоритма. При этом, аппроксимация обратного преобразования Радона выполняется в два этапа:

- ◆ сверткой по первой переменной;
- ◆ обратным проецированием.

В тоже время показано, каким образом два этапа вычисления обратного преобразования Радона, а именно численное дифференцирование и преобразование Гильберта, можно заменить сверткой исходных данных с фиксированной функцией ядра.

Правильный выбор сворачивающего ядра обеспечивает высокое качество реконструкции. Функции ядра, обеспечивающие наиболее высокое качество реконструкции, рассматриваются в работах [19, 20].

Представленная математическая модель метода определения нелинейного параметра в биообъекте позволяет строить структуру изучаемого биологического объекта для его последующей визуализации.

Заключение. Расчет параметров поля вторичных источников позволяет получить распределение колебательных скоростей внутри неоднородного биологического объекта. Полученные значения можно использовать для восстановления распределения нелинейного параметра в сечении биологического объекта с целью визуализации внутренних структур.

Метод, основанный на восстановлении распределения нелинейного параметра, позволит повысить качество диагностики патологических новообразований на ранних стадиях.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Буров В.А., Зотов Д.И., Румянцева О.Д. Восстановление пространственных распределений скорости звука и поглощения в фантомах мягких биотканей по экспериментальным данным ультразвукового томографирования. *Акустический журнал*. – 2015. – Т. 61, № 2. – С. 254-273.
2. Gong X.F., Yan Y.S., Zhang D., Wang H.L. The study of acoustic nonlinearity parameter tomography in reflection mode // *Acoustical Imaging*. – 2003. – Vol. 27.
3. Береза С.А., Буров В.А., Евтухов С.Н. Модельные эксперименты по акустической томографии нелинейного параметра // *Акустический журнал*. – 2008. – Т. 54, № 4. – С. 522-534.
4. Вареникова А.Ю. Применение динамической характеристики нелинейного взаимодействия акустических волн для визуализации биотканей // Сб. материалов Двадцать второй Всероссийской научной конференции студентов физиков и молодых ученых ВНКСФ-22. – Ростов-на-Дону: Изд-во ЮФУ, 2016. – С. 330-331.
5. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Method for determining the size of the inhomogeneity localization region based on the analysis of the secondary wave field of the second harmonic // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2018. – 1015 (3). – 032081.
6. Буров В.А., Крюков Р. В., Румянцева О.Ж., Шмелев А.А. Проблемы использования нелинейных коллинеарных процессов в акустической томографии третьего порядка // *Акустический журнал*. – 2012. – Т. 58, № 1. – С. 57-79.
7. Буров В.А., Шмелев А.А., Зотов Д.И. Прототип томографической системы, использующей акустические нелинейные эффекты третьего порядка // *Акустический журнал*. – 2013. – Т. 59, № 1. – С. 31-51.
8. Burov V.A., Shmelev A.A., Rummyantseva O.D. Numerical and physical modeling of tomography process based on third-order nonlinear acoustical effects // *Acoustical Imaging*. Eds. Andre M.P., Jones J.P., Lee H., Dordrecht, Heidelberg. London, New York: Springer Sciences Business Media B.V., 2011. – Vol. 30. – P. 379-38.
9. Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K. Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal // *IEEE Ultrasonics symposium*. – 2001. – P. 1477-1480.
10. Лагута М.В., Гривцов В.В. Использование динамических характеристик акустической волны для целей визуализации внутренних структур биотканей // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2017. – № 8 (193). – С. 70-77.
11. Заграй Н.П. Нелинейные взаимодействия в слоистых и неоднородных средах: монография. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1998. – 433 с.
12. Чернов Н.Н., Михралиева А.И., Заграй Н.П., Аль-Саман А.Х. Определение упругих свойств биологических слоистых сред на основе нелинейного взаимодействия акустических волн // *Инженерный вестник Дона*. – 2016. – № 3. – URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2016/3735.
13. Fatemi M., Greenleaf J.F. Real-time assessment of the parameter of nonlinearity in tissue using «nonlinear shadowing» // *Ultrasound in Med. & Biol.* – 1996. – Vol. 22, No. 9. – P. 1215-1228.
14. Gemmeke H., Ruiter N.V. 3D ultrasound computer tomography for medical imaging // *Science Direct. Nuclear instruments and methods in physics research*. – 2007. – P. 1057-1065.
15. Zhang D., Chen X., Gong X. Acoustic nonlinearity parameter, tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source. Theoretical analysis and computer simulations // *J. Acoust. Soc. Amer.* – 2001. – Vol. 109, No. 3. – P. 1219-1225.
16. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004. – 320 с.
17. Хелгасон С. Преобразование Радона. – М.: Мир, 1983. – 150 с.

18. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям: основы реконструктивной томографии. – М.: Мир, 1983. – 352 с.
19. Shepp L.A., Logan B.F. The Fourier reconstruction of a head section // IEEE Trans. Nuc. Sci. – 1974. – Vol. 21. – P. 21-43.
20. Лаврентьев М.М., Зеркаль С.М., Трофимов О.Е. Численное моделирование в томографии и условно-корректные задачи. – Новосибирск: Изд-во ИДМИ НГУ, 1999. – 171 с.

REFERENCES

1. Burov V.A., Zotov D.I., Rumyantseva O.D. Vosstanovlenie prostranstvennykh raspredeleniy skorosti zvuka i pogloshcheniya v fantomakh myagkikh biotkaney po eksperimental'nym dannym ultrazvukovogo tomografirovaniy [Restoration of spatial distributions of acoustic speed and absorption in phantoms of soft biofabrics on experimental data of an ultrasonic tomografirovaniye], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic magazine], 2015, Vol. 61, No. 2, pp. 254-273.
2. Gong X.F., Yan Y.S., Zhang D., Wang H.L. The study of acoustic nonlinearity parameter tomography in reflection mode, *Acoustical Imaging*, 2003, Vol. 27.
3. Bereza S.A., Burov V.A., Evtukhov S.N. Model'nye eksperimenty po akusticheskoy tomografii nelineynogo parametra [Model experiments on an acoustic tomography of nonlinear parameter], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic magazine], 2008, Vol. 54, No. 4, pp. 522-534.
4. Varenikova A.Yu. Primenenie dinamicheskoy kharakteristiki nelineynogo vzaimodeystviya akusticheskikh voln dlya vizualizatsii biotkaney [Use of dynamic characteristics of nonlinear interaction of acoustic waves for visualization of biofabrics], *Sb. materialov Dvadsat' vtoroy Vserossiyskoy nauchnoy konferentsii studentov fizikov i molodykh uchenykh VNKSF-22* [Collection of materials of the Twenty second All-Russian scientific conference of students of physicists and young scientists of VNKSF-22]. Rostov-on-Don: Izd-vo YUFU, 2016, pp. 330-331.
5. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Method for determining the size of the inhomogeneity localization region based on the analysis of the secondary wave field of the second harmonic, *Journal of Physics: Conference Series*, 2018, 1015 (3), 032081.
6. Burov B.A., Kryukov P.V., Rumyantseva O.Zh., Shmelev A.A. Problemy ispol'zovaniya nelineynykh kollinearnykh protsessov v akusticheskoy tomografii tret'ego poryadka [Problems of use of nonlinear collinear processes in an acoustic tomography of the third order], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic magazine], 2012, Vol. 58, No. 1, pp. 57-79.
7. Burov V.A., Shmelev A.A., Zotov D.I. Prototip tomograficheskoy sistemy, ispol'zuyushchey akusticheskie nelineynye efekty tret'ego poryadka [A prototype of the tomographic system using acoustic nonlinear effects of the third order], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic magazine], 2013, Vol. 59, No. 1, pp. 31-51.
8. Burov V.A., Shmelev A.A., Rumyantseva O.D. Numerical and physical modeling of tomography process based on third-order nonlinear acoustical effects, *Acoustical Imaging*. Eds. Andre M.P., Jones J.P., Lee H., Dordrecht, Heidelberg. London, New York: Springer Sciences Business Media B.V., 2011, Vol. 30, pp. 379-38.
9. Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K. Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal, *IEEE Ultrasonics symposium*, 2001, pp. 1477-1480.
10. Laguta M.V., Gritsov V.V. Ispol'zovanie dinamicheskikh kharakteristik akusticheskoy volny dlya tseyey vizualizatsii vnutrennikh struktur biotkaney [Use of dynamic characteristics of an acoustic wave for visualization of internal structures of biofabrics], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2017, No. 8 (193), pp. 70-77.
11. Zagray N.P. Nelineynye vzaimodeystviya v sloistykh i neodnorodnykh sredakh: monografiya [Nonlinear interactions in layered and non-uniform environments: monograph]. Taganrog: Izd-vo TRTU, 1998, 433 p.
12. Chernov N.N., Mikhralieva A.I., Zagray N.P., Al'-Saman A.Kh. Opredelenie uprugikh svoystv biologicheskikh sloistykh sred na osnove nelineynogo vzaimodeystviya akusticheskikh voln [Determination of elastic properties of biological layered environments on the basis of nonlinear interaction of acoustic waves], *Inzhenernyy vestnik Dona* [Engineering bulletin of Don], 2016, No. 3 Available at: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2016/3735.
13. Fatemi M., Greenleaf J.F. Real-time assessment of the parameter of nonlinearity in tissue using «nonlinear shadowing», *Ultrasound in Med. & Biol.*, 1996, Vol. 22, No. 9, pp. 1215-1228.
14. Gemmeke H., Ruiter N.V. 3D ultrasound computer tomography for medical imaging, *Science Direct. Nuclear instruments and methods in physics research*, 2007, pp. 1057-1065.

15. Zhang D., Chen X., Gong X. Acoustic nonlinearity parameter, tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source. Theoretical analysis and computer simulations, *J. Acoust. Soc. Amer.*, 2001, Vol. 109, No. 3, pp. 1219-1225.
16. Tereshchenko S.A. Metody vychislitel'noy tomografii [Methods of a computing tomography]. Moscow: Fizmatlit, 2004, 320 p.
17. Khelgason S. Preobrazovanie Radona [Radon transformation]. Moscow: Mir, 1983, 150 p.
18. Khermen G. Vosstanovlenie izobrazheniy po proektsiyam: osnovy rekonstruktivnoy tomografii [Recovery of images on projections: bases of a reconstructive tomography]. Moscow: Mir, 1983, 352 p.
19. Shepp L.A., Logan B.F. The Fourier reconstruction of a head section, *IEEE Trans. Nuc. Sci.*, 1974, Vol. 21, pp. 21-43.
20. Lavrent'ev M.M., Zerkal' S.M., Trofimov O.E. CHislennoe modelirovanie v tomografii i uslovno-korrektnye zadachi [Numerical modeling in tomographies and conditional and correct tasks]. Novosibirsk: Izd-vo IDMI NGU, 1999, 171 p.

Статью рекомендовал к опубликованию д.ф.-м.н., профессор Г.В. Куповых.

Гривцов Владимир Владиславович – Южный федеральный университет; e-mail: gvv@sfnu.ru; 347928, г. Таганрог, ул. Чехова, 22; тел.: 88634371794; к.т.н.; доцент.

Gritvov Vladimir Vladislavovich – Southern Federal University; e-mail: gvv@sfnu.ru; 22, Chekhov street, Taganrog, 347928, Russia; phone: 88634371794; cand. of eng. sc.

УДК [614.825 + 331.45]:615.47

DOI 10.23683/2311-3103-2018-6-111-122

Л.М. Веденеева, К.А. Черный

ОБЕСПЕЧЕНИЕ БЕЗОПАСНОСТИ ПЕРСОНАЛА И ПАЦИЕНТОВ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МЕДИЦИНСКОГО ЭЛЕКТРООБОРУДОВАНИЯ

Применение медицинского электрооборудования и приборов, позволяющих осуществлять современные методы обследования и лечения, настоятельно требуют совершенствования требований, обеспечивающих безопасность пациентов и медицинского персонала. Целью работы является анализ обеспечения электробезопасности персонала и пациентов в медицинском учреждении и надежности работы медицинского электрооборудования. Как известно комплекс защитных мер от поражения электрическим током для медицинского учреждения определяется с учетом типа системы электроснабжения здания, класса медицинского оборудования по степени защиты от поражения электрическим током, класса медицинского помещения. При проектировании заземляющих устройств для медицинских учреждений необходим учет всех факторов, которые могут повлиять на эффективность защиты и надежность работы сложного медицинского электрооборудования. Проводимость грунтов является одним из важнейших таких факторов и зависит от рода, пористости (способности горной породы вмещать жидкости и газы) и строения грунта, степени его влажности, температуры, степени уплотнения, времени года и др. Представлены результаты исследования влияния проводимости грунтов на величины их удельных электрических сопротивлений и, следовательно, сопротивлений заземляющих устройств, которые определяют безопасность эксплуатации медицинского электрооборудования. Показано, что удельное электрическое сопротивление в зависимости от разных значений пористости грунтов меняется в широких диапазонах: при больших значениях пористости грунта его удельное электрическое сопротивление резко снижается, так как поры могут заполняться жидкостью, при этом увеличивая проводимость грунта. Приведены результаты расчета в виде графических зависимостей удельного сопротивления грунта от величины его пористости. Так для песка показано, что пределы изменения электрических сопротивлений в зависимости от его пористости, т.е. в зависимости от плотности его