

УДК 621.3.015.1 https://doi.org/10.32603/2071-8985-2022-15-1-55-62

Создание твердотельной модели головного мозга

В. Д. Гончаров, Е. Г. Евдакова, Р. В. Яшкардин[⊠]

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

[™]yashkardin.rv@ya.ru

Аннотация. Работа посвящена описанию алгоритмов математической обработки снимков МРТ головного мозга человека. Результаты такой обработки используются при создании математической модели, описывающей электромагнитные процессы, протекающие в головном мозге при воздействии транскраниальной магнитной стимуляции. Транскраниальная магнитная стимуляция используется для лечения различных нейродегеративных заболеваний. Для разработки модели были выбраны изображения 3D Slicer Simple Data, хранящиеся в свободном доступе в формате DICOM. Для обработки и выделения трехмерной поверхности изображения были поэтапно обработаны в программе 3D Slicer. В результате обработки изображений выделяются границы раздела сред с разными электромагнитными свойствами, что позволяет разработать твердотельную модель головного мозга конкретного человека, которая описывает геометрические параметры границы сред головного мозга с разными электромагнитными свойствами. Восстановленные поверхности экспортировались в среду конечно-элементного анализа ANSYS «SpaceClaim».

Ключевые слова: восстановление геометрии мозга, транскраниальная магнитная стимуляция, численное моделирование

Для цитирования: Гончаров В. Д., Евдакова Е. Г., Яшкардин Р. В. Создание твердотельной модели головного мозга // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2022. Т. 15, по. 1. С. 55–62. doi: 10.32603/2071-8985-2022-15-1-55-62.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Electrical engineering

Original article

Creation of the solid brain model

V. D. Goncharov, E. G. Evdakova, R. V. Yashkardin[⊠]

Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

^{III}yashkardin.rv@ya.ru

Abstract. The work is devoted to the description of algorithms for the mathematical processing of MRI images of the human brain. The results of mathematical processing are used to create a mathematical model describing the electromagnetic processes occurring in the brain when exposed to transcranial magnetic stimulation. Transcranial magnetic stimulation is used to treat various neurodegenerative diseases. For the development of models, 3D Slicer Simple Data images were selected, which are freely available in DICOM format. For processing and selection of a three-dimensional surface, step-by-step image processing was performed in the 3D Slicer program. As a result of image processing, the interfaces of media with different electromagnetic properties are distinguished,

Научная статья

Электротехника

Electrical Engineering

which makes it possible to develop a solid-state model of the brain of a particular person. The solid-state model describes the geometric parameters of the boundary of the brain media with different electromagnetic properties. The recovered surfaces were exported to the ANSYS SpaceClaim finite element analysis environment.

Keywords: reconstruction of brain geometry, transcranial magnetic stimulation, numerical simulation

For citation: Goncharov V. D., Evdakova E. G., Yashkardin R. V. Creation of the solid brain model // LETI Transactions on Electrical Engineering & Computer Science. 2022. Vol. 15, no. 1. P. 55–62. doi: 10.32603/2071-8985-2022-15-1-55-62.

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Системы, использующие мощные импульсные электромагнитные (ЭМ) воздействия на разного рода объекты, известны еще с начала прошлого века. Однако их широкое применение во многом сдерживалось сложностью их проектирования и технической реализации. Подобные системы предполагают предварительное запасание энергии (обычно в конденсаторных батареях) и коммутацию токов в десятки килоампер при напряжениях в десятки киловольт. Только в последние 10-15 лет появились устройства, которые способны устойчиво работать в подобных режимах продолжительное время (до нескольких сот тысяч циклов разряда). В первую очередь это относится к импульсным малоиндуктивным конденсаторам серии КПИМ [1] и реверсивно включаемым динисторам [2], 3-электродным искровым разрядникам и псевдоискровым коммутаторам [3]. Таким образом, развитие технической базы на сегодня позволяет создавать системы, использующие импульсные ЭМ-воздействия. Другая проблема, возникающая при проектировании подобных систем, связана со сложностью их экспериментального исследования и с недостатком теоретических знаний об импульсных ЭМ-процессах.

Существенным образом облегчить процесс создания систем, использующих импульсные ЭМ-воздействия, позволяет разработка математических моделей (ММ) процессов, протекающих в объектах, на которые оказывается воздействие. При воздействии на ткани человеческого тела это чуть ли не единственный способ получения информации о распределении параметров ЭМ-поля (ЭМП). К подобным системам относится оборудование, реализующее метод импульсного воздействия электромагнитным полем на ткани человеческого тела для достижения терапевтического эффекта и/или в диагностических целях.

Принцип работы данного метода предполагает воздействие на ткани биологического объекта

импульсным ЭМП, которое генерирует протекающий по индуктору импульс тока. Изменение индукции магнитного поля (МП), в тканях, обладающих проводимостью, приводит к появлению импульсных вихревых токов. При этом эффективность применения данного метода во многом определяется формой индуктора и его расположением относительно места, на которое планируется воздействовать, геометрическими параметрами и электромагнитными свойствами окружающих тканей.

Один из подобных методов – транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС), предусматривает импульсное ЭМ-воздействие на кору головного мозга. ТМС позволяет осуществить диагностику проведения по моторным путям, обеспечить реабилитацию после инсультов, оценить уровень сознания пациента, а также применяется как один из вариантов лечения различных нейродегенеративных заболеваний [4]–[7].

Метод ТМС использует импульсные токи, протекающие по индуктору, который расположен в непосредственной близости от «нужной» области головы пациента. Изменение напряженности магнитного поля, вызванное этими токами, приводит к появлению напряженности электрического поля в тканях головы. Кости черепа и ткани кожи практически не обладают проводимостью, напряженность электрического поля в них не приводит к появлению сколько-нибудь заметных токов. Иное дело - серое и белое вещества, из которых состоит мозг. Их проводимость на частотах в пределах нескольких килогерц составляет 0.45 и 0.147 См/м соответственно. И в этих тканях мозга напряженность электрического поля вызывает слабые электрические токи. Геометрические размеры индукторов, по которым протекают токи в десятки килоампер, и расстояние от индуктора до границы тканей головного мозга, которое составляет не менее 3...5 см, приводит к тому что размеры области, в которой протекают

LETI Transactions on Electrical Engineering & Computer Science. 2022. Vol. 15, no. 1. P. 55–62

токи в головном мозге, составляют по крайней мере несколько сантиметров. Именно в области, в объеме которой протекают токи, происходит деполяризация нейронов, что, в свою очередь, позволяет разности потенциалов преодолеть порог, необходимый для возникновения потенциала действия. В случае, когда интенсивность стимуляции преодолевает моторный порог, воздействие импульсного магнитного поля на моторную кору приводит к возникновению вызванного моторного ответа. Этот параметр используется для установления амплитуды стимуляции, которая обычно устанавливается на уровне 80-120 % от моторного порога [8]. Очевидно, что уровень амплитуды стимуляции определяется амплитудой и формой тока индуктора, формой самого индуктора и его расположением относительно тканей головного мозга. Именно поэтому системам, определяющим взаимное расположение индуктора и тканей головного мозга (системам навигации), при проведении ТМС уделяют особое внимание.

На данный момент для эффективной работы TMC используются системы навигации типа «visor2». Такие системы работают с магнитным стимулятором «Нейро-МС/Д» [9]. Стимулятор «сообщает» системе о моменте, когда на индуктор подается импульс. Навигационная система с помощью миографа регистрирует моторный вызванный потенциал, тем самым определяя реакцию при воздействии на определенную зону.

Воздействие при ТМС осуществляется на относительно большие области мозга. Площадь поверхности мозга, подвергаемая воздействию, составляет несколько квадратных сантиметров [10]. При этом электромагнитные параметры поля уменьшаются по глубине обратно пропорционально расстоянию от индуктора. Поэтому утверждение авторов, что «если все сделано аккуратно, то точность может достигать 0.25 мм», выглядит по меньшей мере спорно. Однако такой подход оправдан при необходимости определения уровня сознания и моторных путей. Подобные системы используются в первую очередь для диагностики: картирование моторных зон головного мозга при опухолях, исследование процессов в мозге у пациентов, перенесших инсульт.

Для точного определения области воздействия, в которой необходимо обеспечить заданный уровень превышения моторного порога, могут служить результаты численного моделирова-

ния электромагнитных процессов, протекающих в тканях мозга под воздействием импульсного электромагнитного поля. Однако для этого при проведении численных расчетов необходимо знать геометрические параметры тканей головного мозга (серого и белого вещества) конкретного пациента и их расположение относительно поверхности головы. Подобная математическая модель также позволит исследовать распределение плотности тока в тканях мозга, что необходимо для более глубокого понимания процессов, происходящих при ТМС, а также то, как на это распределение влияют длительность и форма тока индуктора, что позволит расширить диапазон применяемого для ТМС оборудования.

Одна из сложнейших задач, без решения которой невозможно создание ММ, описывающей ЭМ-процессы при ТМС, – это определение пространственного распределения ЭМ-свойств сред. С точки зрения модели ТМС, это задача определения границ головы, геометрии серого и белого вещества мозга (твердотельная геометрическая модель). Все эти среды имеют разные ЭМсвойства. При этом задача осложняется тем, что геометрические параметры тканей головного мозга у разных пациентов будут различны.

В данной статье рассмотрен подход к созданию твердотельной геометрической модели головного мозга, которая необходима для численной реализации MM, описывающей распределение параметров импульсного ЭМП при проведении TMC.

В большинстве публикаций при создании математических моделей для получения распределения параметров ЭМП используют многослойную сферическую модель головы. Однако в [11], [12] показано, что реалистичная модель головы повышает точность интерпретации полученных диагностических результатов исследования и помогает уточнить параметры воздействия (силу тока, форму и длительность импульса, количество импульсов) при проведении лечения.

В [13] авторы пришли к выводу, что во включении в модель слоев тканей черепа и кожи нет необходимости, поскольку они не влияют на распределение ЭМП в мозге. Было решено создать модель головного мозга, содержащую два типа ткани: серое и белое вещества. Однако в ТМС имеет значение расположение индуктора на поверхности головы пациента, поэтому также пришлось восстанавливать поверхность головы. Для твердотельной геометрической модели головного мозга использовались данные магнитнорезонансной томографии (МРТ). Использованные результаты МРТ-сканирования хранятся в открытом доступе в 3D Slicer Simple Data [14]. В данной публикации использовалась 3D Slicer – программная платформа с открытым исходным кодом для обработки медицинских изображений и трехмерной визуализации. Для обработки и выделения трехмерной поверхности необходимо было поэтапно обработать изображения.

Каждый DICOM-файл представляет собой срез произвольной части тела в какой-либо плоскости и хранит информацию о распределении интенсивности обратного сигнала при MPTсканировании в конкретном срезе. Различная интенсивность сигнала соответствует разным структурам ткани и отображается разным уровнем яркости изображения. На основе измеренных значений строится итоговое изображение – двухмерный массив, содержащий значения функции распределения яркости (*I*) в данной точке. Предварительно необходимо оставить только те области МРТ-изображений, которые будут использоваться при построении твердотельной модели мозга. На рис. 1 прямоугольниками выделены «нужные» области изображений.

Таким образом, изображения могут быть зашумлены (т. е. в них возможно наличие в рассматриваемой области точек случайной яркости) и необходима предварительная фильтрация изображения. Для сглаживания изображения использовался медианный фильтр, когда каждой точке ставится в соответствие медиана ее соседей, при этом само значение интенсивности яркости в данной точке учитывается. Использование данного фильтра позволяет эффективно удалять изолированные точки на скане, уменьшать детальность, сохраняя при этом контуры объектов.

Один из важных процессов предобработки изображения связан с извлечением изображения мозга. В последние годы было предложено большое количество подходов к решению данной задачи [15]–[18]. Проблема этих подходов заключа-



Puc. 1. МРТ-изображения головы пациента *Fig. 1.* MRI images of the patient's head



ется, с одной стороны, в необходимости значительного количества времени для проведения вычислений, с другой стороны, в том, что большинство реализаций не общедоступны. Однако в 3D Slicer интегрирован фильтр для выделения изображения мозга, который позволяет отделить кости черепа и ткани кожи от головного мозга. Данный фильтр основан на работах С. Бауэра, Т. Фейеса и М. Рейеса из Института хирургической технологии и биомеханики в Швейцарии [19]. В основе метода лежит первичное использование атласа мозга – визуальных карт, где каждой структуре головного мозга присваивается ряд координат, определяющих границы этой структуры. Выделенная маска головного мозга, т. е. область, соответствующая расположению головного мозга на сканах, уточняется с помощью алгоритма на основе градиента. Граница между черепом и головным мозгом обладает большой контрастностью, поэтому о ней можно судить по модулю частных производных функции распределения яркости (I). Производная от I по координатам будет принимать максимальные значения в точках между черепом и головным мозгом (рис. 2).

Направление контура (линии), определяющего границу головного мозга, произвольное, поэтому используется модуль градиента функции *I*, который пропорционален максимальной (по направлению) скорости изменения функции *I* в данной точке и не зависит от направления контура. На рис. 3 показан результат фильтрации – изображение до фильтрации (верхняя часть



Puc. 3. Результат фильтрации изображения Fig. 3. Image filtering result

рис. 3) и область, содержащая только головной мозг (нижняя часть рис. 3).

Для выделения структур серого и белого вещества головного мозга использовался пороговый метод. Выделялась область, содержащая и серое, и белое вещество, и для этой области строилась гистограмма. В гистограмме на оси ординат откладывалось общее количество пикселей (N), обладающих значением яркости в диапазоне ($I, I + \Delta I$). При анализе гистограммы выбирались пороги, соответствующие определенным уровням яркости. В дальнейшем считалось, что пиксели с уровнем яркости ниже или выше определенного порога относятся к определенной области. Так были выделены два порога a_1 , a_2 (схематично показаны на рис. 4, б). Вначале строилась гистограмма для области, содержащей серое вещество и воздух, для нахождения порога а2 (рис. 4, а, нижняя часть), далее строилась гистограмма для области, содержащей серое и белое вещества для определения порога a_1 (рис. 4, δ). Таким образом, пиксели, обладающие яркостью ниже a_1 , –



Fig. 4. Histograms of the selected areas: a – area containing gray matter and air, and its histogram; δ – histogram for the area containing gray and white matter, a_1 – the threshold below which the area is considered air, a_2 – is the threshold above which the area is considered white matter, between a_1 and a_2 – gray matter





Рис. 5. Твердотельная модель мозга: a – серое вещество; \overline{o} – белое вещество

Fig. 5. Solid brain model:

a - gray matter; δ – white matter

воздух, между a_1 и a_2 – серое вещество, больше a_2 – белое вещество. Для предварительных расчетов коррекция уровня порогов проводилась визуально на основе выделяемой области.

Для восстановления трехмерной модели поверхности необходимо было найти пересечения вокселей (элемент объемного изображения, содержащий значение яркости для трехмерного пространства) и на каждом шаге провести интерполяцию (присвоить каждому рассматриваемому объему определенные свойства). Таким образом получилось объемная картина с тремя уровнями яркости, каждый из которых определяет электромагнитные свойства среды, восстановленные по результатам МРТ-исследований. Этот процесс был реализован с помощью модуля «Model Maker». Все среды ограничены поверхностями и экспортированы из 3D Slicer в программный комплекс ANSYS. Тем самым была создана модель головы, состоящая из областей, в каждой из которых задаются ЭМ-свойства – диэлектрическая проницаемость и проводимость [11]–[13]. В модуле ANSYS «SpaceClaim» также сглаживаются острых граней, удаляются ребра пересечения и заполняются пустоты. На рис. 5 представлена твердотельная модель, содержащая серое вещество (*a*), белое вещество (*б*).

Разработанная твердотельная модель экспортировалась в модуль ANSYS «Maxwell 3D» для проведения дальнейших расчетов с помощью конечно-элементного анализа.

Вывод. Разработанные алгоритмы обработки данных МРТ позволяют создать твердотельную модель мозга. Ее использование дает возможность проводить предварительные исследования распределения импульсного МП в тканях мозга при проведении ТМС с учетом особенностей определенного человека. Результаты исследований существенно облегчат работу врача и повысят эффективность применения данной процедуры.

Список литературы

1. Русская технологическая группа. URL: http:// www.rustechgroup.ru/rus/about_firm.htm (дата обращения 10.10.2021).

2. Реверсивно-включаемые динисторы URL http:// elvpr.ru/ru/catalog/reverse-switching-dynistors (дата обращения 10.10.2021).

3. Инновационная промышленная компания ООО «Импульсные технологии». URL: http://pulsetech.ru/about_ru.htm (дата обращения 10.10.2021).

4. Щербук А. Ю., Ерошенко М. Е., Щербук Ю. А. Комплексное применение высокотехнологичных методов нейрохирургического лечения больных с опухолями моторной зоны коры головного мозга: учеб. пособие. СПб., 2016.

5. Kamble N., Netravathi M., Pal P. K. Therapeutic applications of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) in movement disorders: a review // Parkin-

sonism & Related Disorders. Vol. 20, no. 7. P. 695–707. doi: 10.1016/j.parkreldis.2014.03.018.

6. Никитин С. С., Куренков А. Л. Магнитная стимуляция в диагностике и лечении болезней нервной системы. Руководство для врачей. М.: Сашко, 2003.

7. Глубокая стимуляция мозга у пациентов с болезнью Паркинсона: показания, порядок отбора, результаты лечения / С. А. Лихачев, В. В. Ващилин, А. Г. Буняк, В. В. Алексеевец, Г. В. Забродец // Вестн. Смоленской гос. мед. академии. 2018. № 1. С. 137–142.

8. Non-invasive brain stimulation in Parkinson's disease: exploiting crossroads of cognition and mood / L. Dinkelbach, M. Brambilla, R. Manenti, A.-K. Brem // Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 2017. Vol. 75. P. 407–418. doi: 10.1016/j.neubiorev.2017.01.021.

LETI Transactions on Electrical Engineering & Computer Science. 2022. Vol. 15, no. 1. P. 55-62

9. Нейрософт. URL: https://neurosoft.com/ru/catalog/ equipment/90329 (дата обращения 10.10.2021).

10. Моделирование условий транскраниальной магнитной стимуляции мозга в зависимости от вида индуктора / М. А. Квартальный, М. В. Давыдов, Л. М. Лыньков, М. Г. Сагай // Докл. БГУИР. 2015. № 8. С. 57–63.

11. A reconstruction of the conductive phenomena elicited by transcranial magnetic stimulation in heterogeneous brain tissue / N. Toschi, T. Welt, M. Guerrisi, M. E. Keck // Phys. Med. 2008. No. 24 (2). P. 80–86. doi: 10.1016/j.ejmp.2008.01.005.

12. Transcranial magnetic stimulation in heterogeneous brain tissue: clinical impact on focality, reproducibility and true sham stimulation / N. Toschi, T. Welt, M. Guerrisi, M. E. Keck // J. Psychiatr. Res. 2009. no. 43. P. 255–64. doi: 10.1016/j.jpsychires.2008.04.008.

13. A theoretical calculation of the electric field induced in the cortex during magnetic stimulation. Electroencephalogr / B. J. Roth, J. M. Saypol, M. Hallett, L. G. Cohen // Clin. Neurophysiol. 1991. Vol. 81, no. 1. P. 47–56. doi: 10.1016/0168-5597(91)90103-5. 14.3D Slicer's documentation. URL: https://slicer. readthedocs.io/en/latest/ (accessed 10.10.2021).

15. Simple paradigm for extra-cerebral tissue removal: Algorithm and analysis / A. Carass, J. Cuzzocreo, M. B. Wheeler, P.-L. Bazin, S. M. Resnick, J. L. Prince // NeuroImage. Vol. 56, no. 4. P. 1982–1992. doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.03.045. .

16. BEaST: Brain extraction based on nonlocal segmentation technique / S. Eskildsen, P. Coupé, K. Leung, V. Fonov, N. Guizard, S. Wassef, L. R. Ostergaard, L. Collins // NeuroImage. 2011. Vol. 59 (3). P. 2362–2373.

17. Hahn H., Peitgen H. O. The skull stripping problem in MRI solved by a single 3D watershed transform // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). 2000. Vol. 1. P. 129–145.

18. Robust brain extraction across datasets and comparison with publicly available methods / J. E. Iglesias, Ch.-Yi. Liu, P. M. Thompson, Z. Tu // IEEE transactions on medical imaging. 2011. Vol. 30 (9). P. 1617–34. doi: 10.1109/TMI.2011.2138152.

19. Skull A.-Stripping Filter for ITK. URL: https:// www.insight-journal.org/browse/publication/859. (дата обращения 10.10.2021).

Информация об авторах

Гончаров Вадим Дмитриевич – д-р техн. наук, профессор СПбГЭТУ «ЛЭТИ». E-mail: vdgoncharov@rambler.ru

Евдакова Екатерина Геннадиевна – аспирант, учебный мастер СПбГЭТУ «ЛЭТИ». E-mail: egevdakova@stud.eltech.ru

Яшкардин Ростислав Владимирович – канд. техн. наук, ассистент СПбГЭТУ «ЛЭТИ». E-mail: yashkardin.rv@ya.ru

References

1. Russkaja tehnologicheskaja gruppa. URL: http://www. rustechgroup.ru/rus/about_firm.htm (accessed: 10.10.2021). (In Russ.).

2. Reversivno-vkljuchaemye dinistory. URL: http:// elvpr.ru/ru/catalog/reverse-switching-dynistors (accessed: 10.10.2021). (In Russ.).

3. Innovacionnaja promyshlennaja kompanija OOO «Impul'snye tehnologii». URL: http://pulsetech.ru/ about_ru.htm (accessed: 10.10.2021).

4. Shherbuk A. Ju., Eroshenko M. E., Shherbuk Ju. A. Kompleksnoe primenenie vysokotehnologichnyh metodov nejrohirurgicheskogo lechenija bol'nyh s opuholjami motornoj zony kory golovnogo mozga SPb., 2016. (In Russ.).

5. Kamble N., Netravathi M., Pal P. K. Therapeutic applications of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) in movement disorders: a review // Parkinsonism & Related Disorders. Vol. 20, no. 7. P. 695–707. doi: 10.1016/j.parkreldis.2014.03.018.

6. Nikitin S. S., Kurenkov A. L. Magnitnaja stimuljacija v diagnostike i lechenii boleznej nervnoj sistemy. Moscow, 2003. (In Russ.). 7. Lihachev S. A., Vashhilin V. V., Bunjak A. G., Alekseevec V. V., Zabrodec G. V. Glubokaja stimuljacija mozga u pacientov s bolezn'ju Parkinsona: pokazanija, porjadok otbora, rezul'taty lechenija. Vestnik Smolenskoj gosudarstvennoj medicinskoj akademii. 2018. No. 1. P. 137–142. (In Russ.).

8. Dinkelbach L., Brambilla M., Manenti R., Brem A.-K. Non-invasive brain stimulation in Parkinson's disease: exploiting crossroads of cognition and mood // Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 2017. Vol. 75. P. 407– 418. doi: 10.1016/j.neubiorev.2017.01.021.

9. Nejrosoft. URL: https://neurosoft.com/ru/catalog/ equipment/90329 (accessed: 10.10.2021). (In Russ.).

10. Kvartal'nyj M. A., Davydov M. V., Lyn'kov L. M., M. G. Sagaj. Modelirovanie uslovij transkranial'noj magnitnoj stimuljacii mozga v zavisimosti ot vida induktora // BGUIR. 2015. No. 8. P. 57–63 (In Russ.).

11. Toschi N., Welt T., Guerrisi M., Keck M. E. A reconstruction of the conductive phenomena elicited by transcranial magnetic stimulation in heterogeneous brain tissue // Phys. Med. 2008. No. 24 (2). P. 80–86. doi: 10.1016/j.ejmp.2008.01.005. 12. Toschi N., Welt T., Guerrisi M., Keck M. E. Transcranial magnetic stimulation in heterogeneous brain tissue: clinical impact on focality, reproducibility and true sham stimulation // J. Psychiatr. Res. No. 43. P. 255–64 doi: 10.1016/j.jpsychires.2008.04.008.

13. Roth B. J., Saypol J. M., Hallett M., Cohen L. G. A theoretical calculation of the electric field induced in the cortex during magnetic stimulation // Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 1991. Vol. 81, no. 1. P. 47–56. doi: 10.1016/0168-5597(91)90103-5.

14. 3D Slicer's documentation. URL: https://slicer. readthedocs.io/en/latest/ (accessed 10.10.2021).

15. Carass A., Cuzzocreo J., Wheeler M. B., Bazin P.-L., Resnick S. M., Prince J. L Simple paradigm for extracerebral tissue removal: Algorithm and analysis // Neurolmage. Vol. 56, no. 4. P. 1982–1992. doi.org/10.1016/ j.neuroimage.2011.03.045. 16. Eskildsen S., Coupé P., Leung K., Fonov V., Guizard N., Wassef S, Ostergaard L. R., Collins L. BEaST: Brain extraction based on nonlocal segmentation technique // NeuroImage. 2011. Vol. 59 (3). P. 2362–2373.

17. Hahn H. and Peitgen H. O. The skull stripping problem in MRI solved by a single 3D watershed transform // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). 2000. Vol. 1. P. 129–145.

18. Iglesias J. E., Liu Ch.-Yi., Thompson P. M., Tu Z. Robust brain extraction across datasets and comparison with publicly available methods // IEEE transactions on medical imaging. 2011. Vol. 30 (9). P. 1617–1634. doi: 10.1109/TMI.2011.2138152.

19. Skull A.-Stripping Filter for ITK. URL: https:// www.insight-journal.org/browse/publication/859 (accessed: 10.10.2021).

Information about the authors

Vadim D. Goncharov, Dr Sci. (Eng.), Professor of Saint Petersburg Electrotechnical University. E-mail: vdgoncharov@rambler.ru

Ekaterina G. Evdakova, postgraduate student, teaching master of Saint Petersburg Electrotechnical University.

E-mail: egevdakova@stud.eltech.ru

Rostislave V. Yashkardin, Cand. Sci. (Eng.), assistant of Saint-Petersburg Electrotechnical University. E-mail: yashkardin.rv@ya.ru

Статья поступила в редакцию 10.10.2021; принята к публикации после рецензирования 28.11.2021; опубликована онлайн 30.01.2022.

Submitted 10.10.2021; accepted 28.11.2021; published online 30.01.2022.