

УДК 615.84

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАГРЕВА ФЕРРОМАГНИТНЫХ ОБЪЕКТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Ю.А. Васильев^{a,b}, Д.С. Семенов^a, В.А. Яцеев^c, Е.С. Ахмад^a,
А.В. Петрайкин^a, М.Я. Марусина^b, Ю.Н. Васильева^d
печатается в порядке дискуссии

^a Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, 125124, Российская Федерация

^b Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

^c ООО «Оптиз-мониторинг», Москва, 119992, Российская Федерация

^d Московский государственный медико-стоматологический университет им А.И. Евдокимова Минздрава России, Москва, 127473, Российская Федерация

Адрес для переписки: d.semenov@nrcmr.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 15.01.19, принята к печати 15.01.19

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-1-173-179

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Васильев Ю.А., Семенов Д.С., Яцеев В.А., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В., Марусина М.Я., Васильева Ю.Н. Экспериментальное исследование нагрева ферромагнитных объектов при проведении магнитно-резонансной томографии // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2019. Т. 19. № 1. С. 173–179. doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-1-173-179

Аннотация

Предмет исследования. Магнитно-резонансная томография – один из востребованных методов медицинской визуализации, основанный на явлении ядерного магнитного резонанса. Несмотря на отсутствие ионизирующего излучения, существуют некоторые факторы риска для пациента, один из которых вызван наличием в организме пациента металлоконструкций. Исследован тепловой процесс, возникающий при проведении магнитно-резонансного исследования пациентам, имеющим в организме ферромагнитные объекты. **Методика эксперимента.** Исследование нагрева поверхности металлических объектов проводилось с использованием оптоволоконных датчиков. Разработан фантом, на котором были закреплены исследуемые объекты из разных материалов: сталь, феррит, латунь, неодимовый магнит. Для получения максимально возможного нагрева были выбраны соответствующие условия сканирования с максимально возможным удельным коэффициентом поглощения. **Основные результаты.** Представлены результаты измерения нагрева материалов. Показано, что температура всех объектов увеличилась в диапазоне от 2,5 до 4,0 °С за общее время сканирования 90 минут, тогда как температура за пределами данных объектов не изменилась. При этом ни для одного из объектов не наблюдался нагрев, превышающий ограничение в 1 °С за 6 минут. **Практическая значимость.** Результаты исследования могут быть применены при разработке и идентификации математических моделей теплопереноса в рамках комплексного обеспечения безопасности пациента в кабинете магнитно-резонансной томографии. Кроме того, они открывают перспективу расширения показаний к проведению магнитно-резонансного исследования у пациентов с металлическими инородными телами, которые нуждаются в данном виде диагностики (без учета других рисков – механического смещения, ухудшения визуализации).

Ключевые слова

магнитно-резонансная томография, импланты, ферромагнитные объекты, нагрев, удельный коэффициент поглощения

EXPERIMENTAL STUDY OF FERROMAGNETIC OBJECTS HEATING DURING MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Yu.A. Vasilev^{a,b}, D.S. Semenov^a, V.A. Yatseev^c, E.S. Akhmad^a,
A.V. Petraikin^a, M.Ya. Marusina^b, Yu.N. Vasileva^d
published for a discussion

^aResearch and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, 125124, Russian Federation

^bITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

^cOptiz-Monitoring, Ltd., Moscow, 119992, Russian Federation

^dA.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, 127473, Russian Federation

Corresponding author: d.semenov@npcmr.ru

Article info

Received 15.01.19, accepted 15.01.19

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-1-173-179

Article in Russian

For citation: Vasilev Yu.A., Semenov D.S., Yatseev V.A., Akhmad E.S., Petraikin A.V., Marusina M.Ya., Vasileva Yu.N. Experimental study of ferromagnetic objects heating during magnetic resonance imaging. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2019, vol. 19, no. 1, pp. 173–179 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-1-173-179

Abstract

Subject of study. Magnetic resonance imaging (MRI) is one of the most common and popular methods of medical imaging, based on the phenomenon of nuclear magnetic resonance. Despite the absence of ionizing radiation, there are some risk factors for the patient, one of which is the presence of metal structures in the patient's body. The thermal effect arising in the process of magnetic resonance study for patients with ferromagnetic objects is studied. **Method.** The study of metal objects surface heating was carried out using fiber optic sensors. A phantom was developed with the objects of different materials (steel, ferrite, brass, neodymium magnet) fixed on it. To obtain the maximum possible heating, the corresponding scanning conditions with the highest possible specific absorption coefficient were chosen. **Main results.** The results of materials heating measuring are presented. It is shown that the temperature of all objects increased in the range of 2.5 to 4.0 °C for total scan time of 90 minutes, while the temperature outside these objects did not change. In this case, heating exceeding the limit of 1 °C for 6 minutes was observed for none of the objects. **Practical relevance.** The study results can be applied in the development and identification of mathematical models of heat transfer within the framework of comprehensive patient safety in the MRI room. The study opens up the prospect of expanding indications in MRI studies for patients with metallic foreign bodies who need this type of diagnosis (without taking into account other risks: mechanical displacement and deterioration of visualization).

Keywords

magnetic resonance imaging, implants, ferromagnetic objects, heating, specific absorption coefficient

Введение

В настоящее время магнитно-резонансная томография (МРТ) остается одним из наиболее востребованных методов медицинской диагностики. В отличие от компьютерной томографии, в основе которой лежит метод регистрации прошедших через исследуемый объект рентгеновских лучей, в МРТ получение изображения осуществляется путем воздействия на объект радиочастотным импульсом и регистрации эхосигнала.

Однако применение неионизирующего излучения не говорит об отсутствии опасностей, связанных с взаимодействием создаваемого томографом электромагнитного поля и исследуемого объекта. При нахождении в комнате сканирования пациент подвергается воздействию трех типов магнитных полей: постоянного, градиентного и радиочастотного (РЧ), которые могут привести к появлению так называемых прямых и косвенных биоэффектов. К прямым биоэффектам относят головокружение, тошноту, фосфены, металлический привкус во рту, стимуляцию периферических нервных клеток и др. [1, 2].

Особенно стоит отметить случай наличия ферромагнитных материалов в теле пациента, в элементах одежды или в комнате сканирования. Они могут послужить причиной возникновения косвенных биоэффектов, к которым относятся нагрев, поворот и смещение [3, 4]. В некоторых случаях пациенты могут не указать наличие объектов из данных материалов, или данная информация может быть недоступна, тогда металлоконструкции будут обнаружены лишь в процессе сканирования [5].

Как правило, наличие металлоконструкций является причиной отказа от исследования. Однако в случае небольших объектов (несколько миллиметров), к которым часто относятся такие баллистические объекты, как пули, шrapнель, осколки и прочие поражающие элементы, возможно проведение МРТ без последствий для пациента, например, когда движение ферромагнитного объекта ограничено костными или другими плотными тканями [6]. А в некоторых случаях (например, после огнестрельных или минно-взрывных ранений позвоночника) МРТ является единственным методом диагностики, позволяющим спланировать оперативное вмешательство [7].

В связи с тем, что проведение исследования возможно только, когда смещение или поворот металлического инородного тела не нанесет вреда пациенту [8], настоящая работа направлена на исследование нагрева (который в некоторых случаях может достигать 60 °C [9]) таких тел в процессе сканирования.

Нормативная документация ограничивает максимальную величину нагрева тканей организма за время исследования, а также удельный коэффициент поглощения (SAR)¹ [10]. Однако сложность измерения температуры тканей во время исследования и тот факт, что SAR не является однозначной характеристикой изменения температуры, приводят к необходимости математического моделирования теплового процесса. Применительно к имплантам распространена практика фантомного моделирования [11–13], используемая, в частности, при определении МР-совместимости².

¹ ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013. Изделия медицинские электрические. Часть 2-33. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса. Введ. 08.11.2013. М.: Стандартинформ, 2016. 86 с.

² ASTM F2182 - 11a. Standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm> (accessed: 24.04.2018).

Для формирования рекомендаций по обеспечению безопасности и расширения показаний к проведению МР-исследований у пациентов с металлическими инородными телами необходима разработка математической модели теплового процесса. На первом этапе необходимо разработать методику экспериментального определения величины нагрева теплоизолированных ферромагнитных объектов, которая может быть использована для идентификации модели.

Материалы и методы

Нагрев тканей в МРТ происходит вследствие порождения радиочастотным магнитным полем поверхностных токов [14]. величиной, используемой для определения количества энергии W , поглощенной за единицу времени dt единицей массы исследуемого объекта, является удельный коэффициент поглощения:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right) = \frac{\sigma |E^2|}{\rho},$$

где W – поглощенная энергия; V – объем объекта; ρ – плотность; σ – удельная проводимость вещества; E – напряженность электрического поля.

С другой стороны SAR характеризует скорость изменения температуры ткани исследуемого объекта:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{SAR + P_m - P_c - P_b}{c},$$

где P_m – выделенное в результате обмена веществ тепло; P_c и P_b – потери тепла за счет теплопроводности и кровотока соответственно; c – удельная теплоемкость; T – температура.

Для оценки изменения поверхностной температуры металлических объектов создан фантом, содержащий ферромагнитные элементы различных размеров формы и химического состава (сплава) и имитирующие встречающиеся в организме инородные предметы: МР-несовместимые импланты, баллистические объекты.

Фантом представляет собой квадратную деревянную панель размером 30 см, на которую нанесены на одинаковом удалении магнитные элементы (рис. 1), имеющие различную форму и размеры. С целью снижения теплообмена элементов фантома с воздухом вся конструкция покрыта теплоизолирующим материалом.

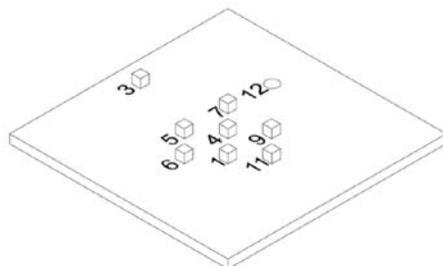


Рис. 1. Схематическое изображение фантома

Ввиду особенностей условий эксперимента отдельной задачей являлся выбор средств измерения температуры. Так, на первом этапе использовался тепловизор Testo 890-2, позволяющий регистрировать термограммы объектов, находящихся на большом расстоянии (разрешение 640×480 пикселей, температурная чувствительность менее 0,04 °С, поле зрения 6,6×5,0°). Однако ввиду незначительного, по сравнению с диапазоном измерений (от –30 до +100 °С), изменением температуры образцов, а также указанной погрешностью измерения ± 2 °С от данного метода было решено отказаться.

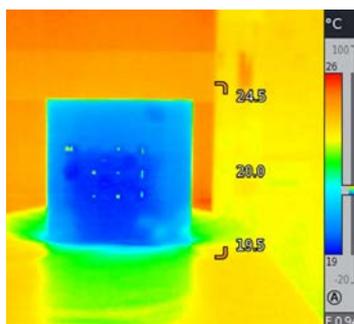


Рис. 2. Термограмма фантома

Использована многоканальная система измерения деформации и температуры АСИД-12 (производство ООО «ОПТИЗ Мониторинг») с оптоволоконными датчиками, регистрирующими изменение температуры на 0,01 °С. Погрешность измерения температуры не превышает 0,1 %, диапазон измеряемых температур от –30 до +80 °С. Датчики такого типа невосприимчивы к электромагнитным полям. Измерительный блок системы (рис. 3, а) располагался в техническом помещении кабинета МРТ. Оптоволоконный кабель был протянут в комнату с томографом через технологическое отверстие клетки Фарадея. Датчики были закреплены на фантоме (рис. 3, б) для измерения температуры поверхности соответствующих образцов (см. таблицу).

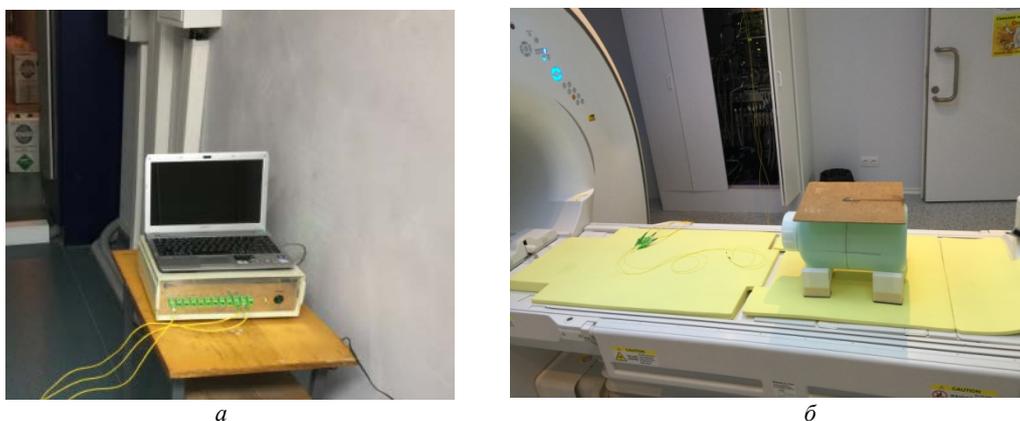


Рис. 3. Схема измерения температуры волоконно-оптическими датчиками: а – измерительный блок системы; б – фантом с закрепленными датчиками

Таблица. Расположение датчиков температуры (рис. 1)

Номер датчика	Объект измерения
1	Стальной элемент с резьбой и острым концом
3	Ферритовый магнит
4	Латунь
5	Стальной элемент с резьбой и тупым концом
6	Неодимовый магнит кубической формы
7	Стальной элемент с острым концом
9	Стальной элемент с резьбой (большой шаг) и острым концом
11	Неодимовый магнит цилиндрической формы
12	Деревянная панель

Для оценки нагрева исследуемых объектов параметры импульсных последовательностей были выбраны таким образом, чтобы SAR был максимальным, но не превышал предельно допустимый уровень 2 Вт/кг при проведении сканирования в течение 6 минут в нормальном режиме работы (ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013).

В ходе работы оценивался локальный нагрев образцов при значениях SAR, близких к предельно допустимому уровню. Увеличение SAR импульсных последовательностей достигнуто за счет увеличения количества поданных в единицу времени РЧ-импульсов – максимального сокращения времени повторения (TR), увеличения угла отклонения вектора суммарной намагниченности (применение 180°-ных импульсов), увеличения длины цепочки эхо-сигналов (Echo Train Length, ETL), уменьшения промежутка между 180°-ными импульсами. Исследование проводилось на МРТ Hitachi Echelon Oval (1,5 Тл), для передачи и приема РЧ-импульсов применялась встроенная в гентри томографа РЧ-кагушка. При сканировании использовалась последовательность Fast Spin Echo (FSE) со следующими параметрами: Field of View 300 мм, Flip Angle 90°, Repetition Time 5551 мс, Echo Time 91 мс, Echo Train Length Factor 14, число шагов кодирования по фазе 320, по частоте 304, толщина среза 4 мм, число срезов в одном блоке 4, число срезов 25, расстояние между срезами 5 мм, размер матрицы реконструкции 512 и ширина полосы пропускания (bandwidth) 42,4 Гц. При времени сканирования 7 мин 52 с результирующее расчетное значение SAR составило 1,82 Вт/кг. Импульсная последовательность повторялась циклически в течение 90 мин.

Результаты

Зависимость температуры элементов фантома от времени представлена на рис. 4. Понижение температуры на начальном этапе отображает завершение процесса термостатирования. Как видно из рисунка, все объекты показали стабильный нагрев на 2,5–4,0 °С за время исследования. В то же время

датчик 12, закрепленный на некотором расстоянии от металлических объектов, показал изменение температуры с 22,0 до 21,9 °С, что говорит об отсутствии других источников нагрева, помимо магнитных полей. Следует заметить, что часть энергии поглощалась емкостью с МР-контрастной жидкостью, располагавшейся в области сканирования.

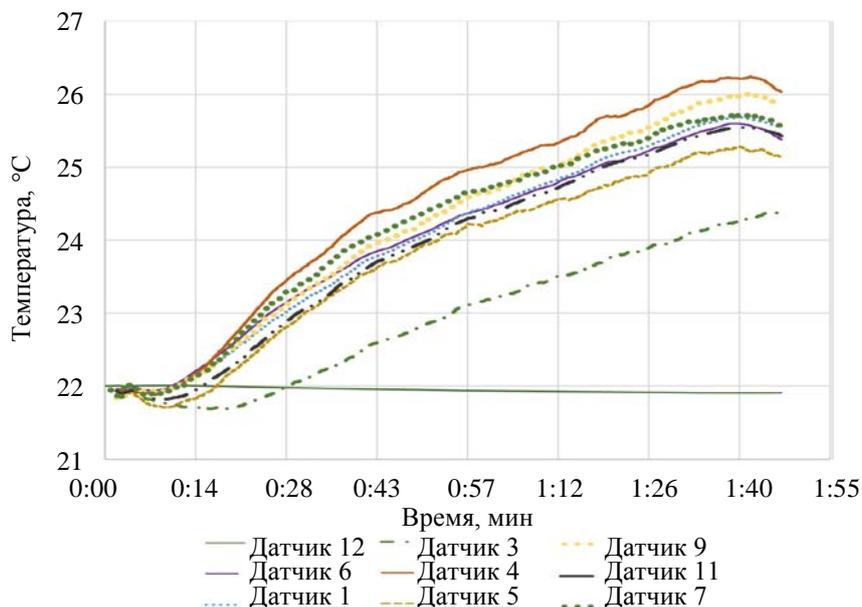


Рис. 4. Зависимость температуры элементов фантома от времени

Согласно ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013, при МР-сканировании допустимо повышение внутренней температуры тела на 1 °С, а в случае контроля второго уровня – и более чем на 1 °С. В проведенном эксперименте показана максимальная относительная скорость нарастания температуры 0,048 град/мин для объекта 4 (рис. 1, латунь). Допустимое повышение температуры на 1 °С для данного образца будет достигнуто за 20 мин сканирования в режиме с повышенным SAR. Это соответствует оценочному среднему времени МР-сканирования пациента.

Выбранная импульсная последовательность в клинической практике не применяется с такими параметрами и, как правило, имеет более низкое значение SAR, а следовательно, приведет к меньшему изменению температуры. Кроме того, при исследовании пациента ферромагнитные объекты будут окружены тканями организма, обеспечивающими процесс теплопереноса, что также приведет к изменению величины локального нагрева.

Проведенная экспериментальная работа показала, что нагрев материалов, которые могут располагаться в теле пациента, при определенных условиях не превышает ограничения ГОСТ *in vivo*, что не является противопоказанием к проведению МРТ-исследования. Однако в данном исследовании не принимаются во внимание другие риски, связанные с силами, действующими на ферромагнитные инородные тела. Также не учитывалось качество визуализации ввиду нахождения большого количества ферромагнитных материалов в поле сканирования.

Таким образом, определение величины нагрева в комплексе с оценкой снижения качества визуализации³ открывает перспективу расширения показаний к проведению МР-исследований у нуждающихся в данном виде диагностики пациентов с металлическими инородными телами.

Для более обоснованного заключения о возможности проведения МРТ у данной категории пациентов необходимы расширенные испытания по стандартам МРТ-безопасности ASTM, подготовка методических рекомендаций для врачей-рентгенологов и рентгенлаборантов кабинетов МРТ, в которых бы учитывались различные условия сканирования (инородное тело в/вне поля сканирования, индукция магнитного поля, материал, объем инородного тела и его анатомическое расположение и др.).

Заключение

Полученные экспериментальные результаты подтвердили возможность использования представленной методики определения нагрева при моделировании и эффективность применения системы на основе оптоволоконных датчиков для оценки изменения температуры во время магнитно-резонансной томографии.

³ ASTM F2119 – 07: 2013. Standard test method for evaluation of MR image artifacts from passive implants [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2119.htm> (accessed: 12.02.2018).

Проведенное исследование показало, что величина нагрева небольших ферромагнитных объектов при магнитно-резонансной томографии находится в допустимых пределах, что говорит о необходимости пересмотра ограничений и расширения показаний к применению данного метода визуализации. Для этого требуется более глубокое изучение вопроса и формирование методических рекомендаций, учитывающих как физические характеристики металлического объекта, так и его расположение, а также условия сканирования, тип и класс магнитно-резонансного томографа.

Литература

1. Kim S.J., Kim K.A. Safety issues and updates under MR environments // *European Journal of Radiology*. 2017. V. 89. P. 7–13. doi: 10.1016/j.ejrad.2017.01.010
2. ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1 Hz // *Health Physics*. 2014. V. 106. N 3. P. 418–425. doi: 10.1097/hp.0b013e31829e5580
3. Glover P.M. Interaction of MRI field gradients with the human body // *Physics in Medical Biology*. 2009. V. 54. N 21. P. R99–R115. doi: 10.1088/0031-9155/54/21/R01
4. Formica D., Silvestri S. Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging: an overview // *BioMedical Engineering Online*. 2004. V. 3. P. 11. doi: 10.1186/1475-925X-3-11
5. Kanal E. et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013 // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2013. V. 37. N 3. P. 501–530. doi: 10.1002/jmri.24011
6. Eshed I. et al. Is magnetic resonance imaging safe for patients with retained metal fragments from combat and terrorist attacks? // *Acta Radiologica*. 2010. V. 51. N 2. P. 170–174. doi: 10.3109/02841850903376298
7. Martinez-del-Campo E. et al. Magnetic resonance imaging in lumbar gunshot wounds: an absolute contraindication? // *Neurosurgical Focus*. 2014. V. 37. P. E13. doi: 10.3171/2014.7.focus1496
8. Dedin R.D. et al. MRI issues for ballistic objects: Information obtained at 1.5-, 3- and 7-Tesla // *Spine Journal*. 2013. V. 13. N 7. P. 815–822. doi: 10.1016/j.spinee.2013.02.068
9. Panych L.P., Madore B. The physics of MRI safety // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2018. V. 47. N 1. P. 28–43. doi: 10.1002/jmri.25761
10. Woods T.O. Guidance for Industry and FDA Staff Establishing Safety and Compatibility of Passive Implants in the Magnetic Resonance (MR) Environment. U.S. Food Drug Adm. 2014. 7 p.
11. Feng D.X. et al. Evaluation of 39 medical implants at 7.0T // *The British Journal of Radiology*. 2015. V. 88. N 1056. P. 20150633. doi: 10.1259/bjr.20150633
12. Mattei E. et al. Impact of capped and uncapped abandoned leads on the heating of an MR-conditional pacemaker implant // *Magnetic Resonance in Medicine*. 2015. V. 73. N 1. P. 390–400. doi: 10.1002/mrm.25106
13. Muranaka H., Horiguchi T., Usui S. et al. Dependence of RF heating on SAR and implant position in a 1.5T MR system // *Magnetic Resonance in Medical Sciences*. 2007. V. 6. N 4. P. 199–209. doi: 10.2463/mrms.6.199
14. Shellock F.G. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2000. V. 12. N 1. P. 30–36.

Авторы

Васильев Юрий Александрович – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, 125124, Российская Федерация; студент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация; ORCID ID: 0000-0002-0208-5218, dr.vasilev@me.com

Семенов Дмитрий Сергеевич – научный сотрудник, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, 125124, Российская Федерация; ORCID ID: 0000-0002-4293-2514, d.semenov@npcmr.ru

References

1. Kim S.J., Kim K.A. Safety issues and updates under MR environments. *European Journal of Radiology*, 2017, vol. 89, pp. 7–13. doi: 10.1016/j.ejrad.2017.01.010
2. ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1 Hz. *Health Physics*, 2014, vol. 106, no. 3, pp. 418–425. doi: 10.1097/hp.0b013e31829e5580
3. Glover P.M. Interaction of MRI field gradients with the human body. *Physics in Medical Biology*, 2009, vol. 54, no. 21, pp. R99–R115. doi: 10.1088/0031-9155/54/21/R01
4. Formica D., Silvestri S. Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging: an overview. *BioMedical Engineering Online*, 2004, vol. 3, pp. 11. doi: 10.1186/1475-925X-3-11
5. Kanal E. et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2013, vol. 37, no. 3, pp. 501–530. doi: 10.1002/jmri.24011
6. Eshed I. et al. Is magnetic resonance imaging safe for patients with retained metal fragments from combat and terrorist attacks? *Acta Radiologica*, 2010, vol. 51, no. 2, pp. 170–174. doi: 10.3109/02841850903376298
7. Martinez-del-Campo E. et al. Magnetic resonance imaging in lumbar gunshot wounds: an absolute contraindication? *Neurosurgical Focus*, 2014, vol. 37, pp. E13. doi: 10.3171/2014.7.focus1496
8. Dedin R.D. et al. MRI issues for ballistic objects: Information obtained at 1.5-, 3- and 7-Tesla. *Spine Journal*, 2013, vol. 13, no. 7, pp. 815–822. doi: 10.1016/j.spinee.2013.02.068
9. Panych L.P., Madore B. The physics of MRI safety. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2018, vol. 47, no. 1, pp. 28–43. doi: 10.1002/jmri.25761
10. Woods T.O. *Guidance for Industry and FDA Staff Establishing Safety and Compatibility of Passive Implants in the Magnetic Resonance (MR) Environment*. U.S. Food Drug Adm., 2014, 7 p.
11. Feng D.X. et al. Evaluation of 39 medical implants at 7.0T. *The British Journal of Radiology*, 2015, vol. 88, no. 1056, pp. 20150633. doi: 10.1259/bjr.20150633
12. Mattei E. et al. Impact of capped and uncapped abandoned leads on the heating of an MR-conditional pacemaker implant. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2015, vol. 73, no. 1, pp. 390–400. doi: 10.1002/mrm.25106
13. Muranaka H., Horiguchi T., Usui S. et al. Dependence of RF heating on SAR and implant position in a 1.5T MR system. *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, 2007, vol. 6, no. 4, pp. 199–209. doi: 10.2463/mrms.6.199
14. Shellock F.G. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2000, vol. 12, no. 1, pp. 30–36.

Authors

Yury A. Vasilev – PhD, Senior scientific researcher, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, 125124, Russian Federation; student, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, ORCID ID: 0000-0002-0208-5218, dr.vasilev@me.com

Dmitry S. Semenov – Scientific researcher, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, 125124, Russian Federation, ORCID ID: 0000-0002-4293-2514, d.semenov@npcmr.ru

Яцеев Василий Артурович – технический директор, ООО «Оптиз-мониторинг», Москва, 119992, Российская Федерация, ORCID ID: 0000-0003-4666-098X, yatseev@optolex.com

Ахмад Екатерина Сергеевна – научный сотрудник, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, 125124, Российская Федерация, Scopus ID: 56964518000, ORCID ID: 0000-0002-8235-9361, e.ahmad@npcmr.ru

Петрайкин Алексей Владимирович – кандидат медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, 125124, Российская Федерация, Scopus ID: 57204229280, ORCID ID: 0000-0003-1694-4682, alexeypetraikin@gmail.com

Марусина Мария Яковлевна – доктор технических наук, профессор, ученый секретарь, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 56281574700, ORCID ID: 0000-0002-5611-8812, marusina_m@mail.ru

Васильева Юлия Николаевна – кандидат медицинских наук, ассистент, ассистент, Московский государственный медико-стоматологический университет им А.И. Евдокимова Минздрава России, Москва, 127473, Российская Федерация, ORCID ID: 0000-0003-4955-2749, drugya@yandex.ru

Vasily A. Yatseev – Technical Director, Optiz-Monitoring, Ltd., Moscow, 119992, Russian Federation, ORCID ID: 0000-0003-4666-098X, yatseev@optolex.com

Ekaterina S. Akhmad – Scientific researcher, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, 125124, Russian Federation, Scopus ID: 56964518000, ORCID ID: 0000-0002-8235-9361, e.ahmad@npcmr.ru

Alexey V. Petraikin – PhD, Associate Professor, Senior scientific researcher, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, 125124, Russian Federation, Scopus ID: 57204229280, ORCID ID: 0000-0003-1694-4682, alexeypetraikin@gmail.com

Maria Ya. Marusina – D.Sc, Professor, Scientific Secretary, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 56281574700, ORCID ID: 0000-0002-5611-8812, marusina_m@mail.ru

Yulia N. Vasileva – PhD, Assistant, A.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, 127473, Russian Federation, ORCID ID: 0000-0003-4955-2749, drugya@yandex.ru