

# Оценка нагрева металлоконструкций при проведении магнитно-резонансной томографии

Д. С. Семенов\*,<sup>1</sup>, К. А. Сергунова<sup>1,2</sup>, Е. С. Ахмаг<sup>1</sup>,  
А. В. Петряйкин<sup>1</sup>, Ю. А. Васильев<sup>1,3</sup>, В. А. Яцеев<sup>4</sup>

<sup>1</sup> ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

<sup>2</sup> ГБУЗ «Научно-практический психоневрологический центр им. З. П. Соловьева Департамента здравоохранения города Москвы»

<sup>3</sup> ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики»

<sup>4</sup> ООО «Оптиз-Мониторинг»

## Evaluation of Metal Structures Heating During Magnetic Resonance Imaging

D. S. Semenov\*,<sup>1</sup>, K. A. Sergunova<sup>1,2</sup>, E. S. Ahmad<sup>1</sup>,  
A. V. Petraikin<sup>1</sup>, Yu. A. Vasil'ev<sup>1,3</sup>, V. A. Yatseev<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedical Technologies, Department of Healthcare of Moscow

<sup>2</sup> Research and Practical Psychoneurological Center named after Z.P. Solovyov, Moscow Healthcare Department

<sup>3</sup> Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics

<sup>4</sup> Optiz-Monitoring Ltd

### Реферат

В работе представлено описание природы тепловых процессов и способ оценки величины нагрева металлоконструкций в МРТ, а также результаты серии экспериментальных исследований: во время сканирования пассивные импланты и другие металлические объекты размещались в изоцентре магнита и на периферии, находясь при этом на воздухе, в воде, геле или под теплоизоляционным материалом. Для исследования нагрева применяли импульсную последовательность T2 FASE, а регистрация температуры образцов осуществлялась при помощи оптоволоконных датчиков.

---

\* Семенов Дмитрий Сергеевич, научный сотрудник ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы». Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1. Тел.: +7 (916) 339-76-83. Электронная почта: d.semenov@npcmr.ru

Semenov Dmitry Sergeevich, Researcher, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedical Technologies, Department of Healthcare of Moscow/  
Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (916) 339-76-83. E-mail: d.semenov@npcmr.ru

Показано, что нагрев металлоконструкций определяется как свойствами объекта и характеристиками МР-томографа, так и условиями сканирования, окружающими объект материалами и его положением в гентри МРТ. Для периферического расположения фантома и удлиненного импланта из нержавеющей стали был зафиксирован максимальный нагрев 2,5 °С за 15 мин. При расположении в изоцентре температура образцов повышалась не более чем на 0,5 °С за 15 мин, что говорит о возможности проведения МР-исследования без превышения ограничений, связанных с величиной нагрева тканей.

Результаты работы говорят о необходимости учета величины возможного нагрева металлического объекта при принятии решения о возможности проведения МР-исследования.

**Ключевые слова:** магнитно-резонансная томография, нагрев металлоконструкций, имплантируемые медицинские изделия, безопасность пациента, протезы и импланты.

## Abstract

The paper presents a description of the nature of thermal processes and a method for metal structures heating evaluating in MRI, as well as the results of a series of experimental studies: passive implants and other metal objects were placed in the isocenter of the magnet and on the periphery, while being in the air, water, in gel or under heat insulating material. To study the heating, T2 FASE pulse sequence was used, and the temperature of the samples was recorded using fiber optic sensors.

It is shown that the heating of metal structures is determined by both the properties of the object and the characteristics of the MR tomograph, as well as the scanning conditions, materials surrounding the object and its position in the MRI gantry. For the peripheral location of the phantom and an extended stainless-steel implant, a maximum heating of 2,5 °C was recorded in 15 minutes. When placed at the isocenter, the temperature of the samples increased by no more than 0,5 °C in 15 minutes, which indicates the possibility of conducting an MR study without exceeding the limitations associated with the amount of tissue heating.

The results of the work demonstrate the necessity to take into account the magnitude of the possible heating of a metal object when deciding on the possibility of an MRI study for patients with metal structures.

**Key words:** Magnetic Resonance Imaging, Metal Structures Heating, Implantable Medical Devices, Patient Safety, Prosthesis and Implants.

## Актуальность

Магнитно-резонансная томография (МРТ) на сегодняшний день является одним из распространенных методов медицинской визуализации, однако данная процедура предполагает наличие некоторых факторов риска: на объекты в процессе исследования действуют постоянное магнитное поле, низкочастотное градиентное магнитное поле и для возбуждения спиновой системы применяется радиочастотное (РЧ) магнитное поле. Для классификации эффектов воздействия на человека полей, создаваемых МРТ, удобно рассматривать деление на прямые и косвенные [8]. Прямые

биоэффекты — эффекты, связанные с непосредственным воздействием электромагнитных полей (ЭМП) на тело человека, находящегося в кабинете МРТ: температурные эффекты, такие, как нагрев тканей, вызванный поглощением энергии ЭМП; нетемпературные эффекты, такие, как стимуляция мышц, нервов, органов чувств [7]. Косвенные эффекты — эффекты, которые возникают при взаимодействии объектов с создаваемыми в МРТ полями и могут стать причиной угрозы жизни или здоровью людей. Например, РЧ-поля являются причиной нагрева металлических объектов [11].

Допустимым для здорового человека считается локальное повышение температуры тела на  $1^{\circ}\text{C}$  и локальное значение температуры не более  $39^{\circ}\text{C}$  [15]. В случае проведения МРТ пациента с металлоконструкциями в организме нагрев определяется, с одной стороны, количеством тепловой энергии, передаваемой тканям, а с другой — теплофизическими и радиационно-оптическими характеристиками этих тканей, геометрией системы «имплант — ткани» и теплопереносом в организме. Индикатором процесса гипертермии является поле температур тканей организма, определение которого является затруднительным в условиях проведения исследования. Решением данной проблемы может быть математическое моделирование нагрева [3]. Однако идентификация модели такого теплового процесса усложняется тем, что значения параметров тканей, в общем случае, не являются константами, общая модель гипертермии требует учета переноса тепла потоком крови [3], а в некоторых областях организма, несмотря на наличие кровотока, существует только кондуктивный теплоперенос [1]. Кроме того, идентификация предполагает знание всех параметров воздействующих электромагнитных полей, а также характеристики и точное расположение металлического объекта. Следует также учитывать возможность отсутствия технической документации на имплант, информации о посторонних предметах в теле пациента (попавших в организм, например, в результате травмы или ранения) и случай, когда пациент находится без сознания. Во всех перечисленных выше ситуациях пациенту по сложившейся практике отказывают в проведении МРТ. Однако экспериментальные исследования показывают,

что при нахождении МР-небезопасного импланта или другого металлического объекта как в зоне сканирования, так и за ее пределами температурные колебания могут оставаться в допустимых нормативной документацией пределах или отсутствовать.

Данная работа направлена на исследование процесса нагрева металлоконструкций во время МР-исследования с целью повышения безопасности проведения сканирования таких пациентов и снижению числа отказов от процедуры.

## Материалы и методы

### Причина нагрева

Нагрев массивных проводников, коими в основном являются импланты, в переменном магнитном поле  $B_1$  (рис. 1) обуславливается возникновением в них индукционных токов. Мощность тепловыделения  $P$  при этом пропорциональна квадрату плотности тока  $j$  [2]:

$$P \propto j^2. \quad (1)$$

Причем индукционное взаимодействие между собой элементарных токов в объеме проводника становится причиной перераспределения плотности тока по поперечному сечению (рис. 2) [2].

В результате ток сосредоточивается преимущественно в скин-слое, толщина  $\Delta$  которого определяется

$$\Delta = \sqrt{\frac{2}{\lambda\mu\omega^2}}, \quad (2)$$

где  $\lambda$  — удельная проводимость материала ( $1/\text{Ом} \times \text{м}$ );  $\mu$  — магнитная проницаемость ( $\text{Гн}/\text{м}$ );  $\omega$  — частота ( $\text{рад}/\text{с}$ ).

Частота  $\omega$  индуцируемых токов определяется частотой переменного поля, которая, в свою очередь, является

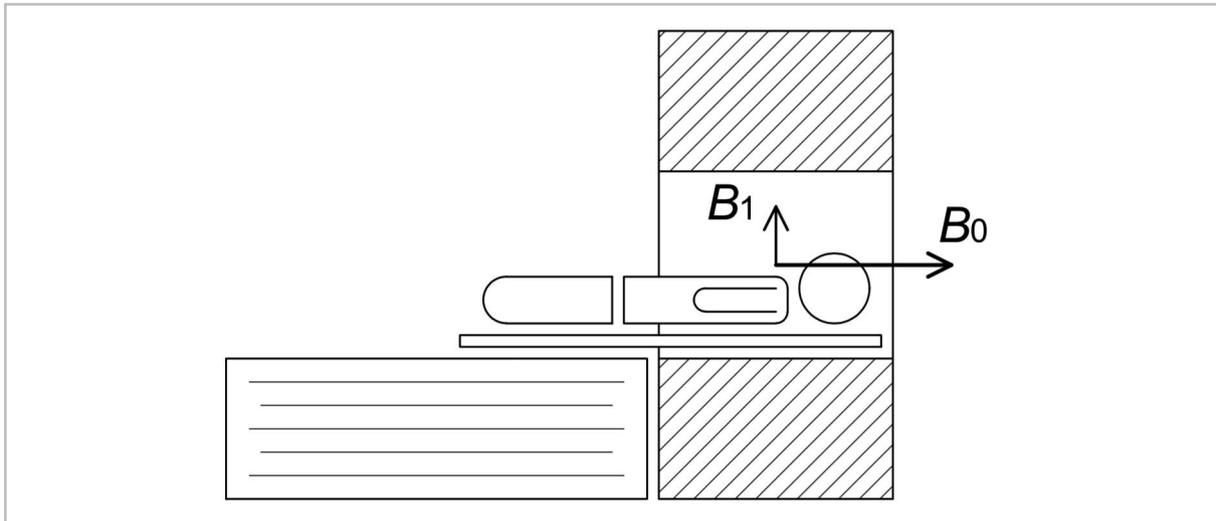


Рис. 1. Индукции постоянного магнитного поля  $B_0$  и РЧ-поля  $B_1$

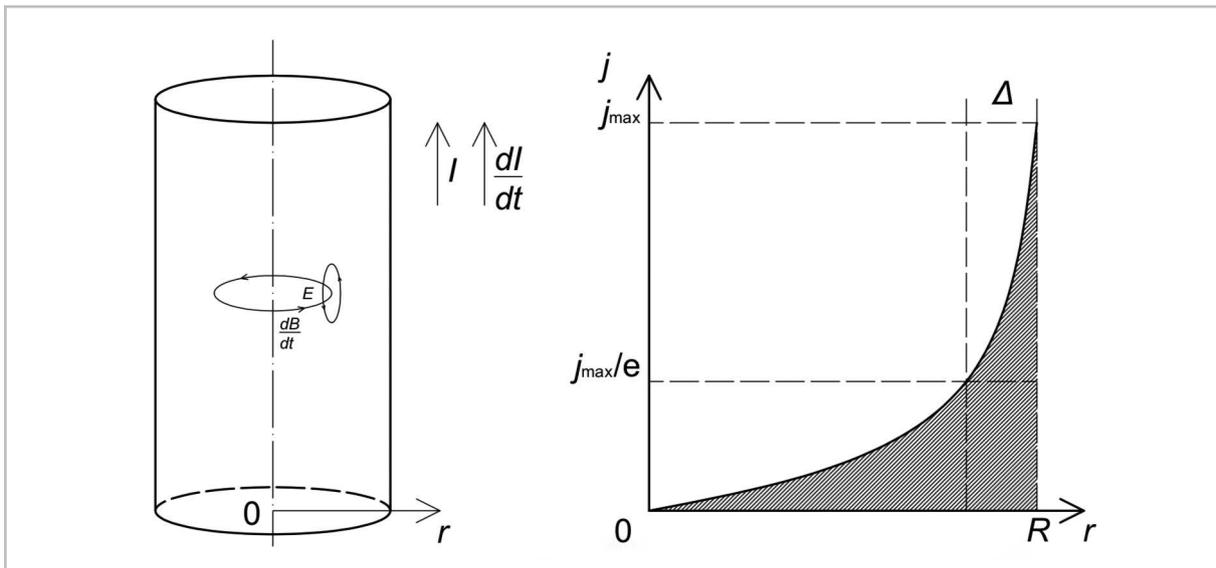


Рис. 2. Распределение плотности переменного тока по сечению проводника

центральной или операционной частотой  $\omega_0$  (63,855 МГц для системы 1,5 Тл и 127,77 МГц для системы 3 Тл). Так, для нержавеющей стали толщины скин-слоя в системах 1,5 и 3 Тл отличаются в 50 раз ( $0,02 \times 10^{-5}$  и  $10^{-5}$  м соответственно).

Приблизительно оценить мощность тепловыделения в образце, вызванного индуцированными в нем вихревыми токами, можно по формуле

$$P = I^2 R = R \left( \frac{S}{R} B_{1\max} \omega \sin(\omega t) \right)^2, \quad (3)$$

где  $S$  — площадь сечения проводника;  $R$  — сопротивление;  $B_{1\max}$  — амплитуда синусоидального магнитного поля [4]. Однако закон изменения индукции поля  $B_1$  может отличаться от синусоидального, поэтому следует учитывать среднее значение за период:

$$B_{1cp} = \frac{k}{TR} \int B_1(t) dt, \quad (4)$$

где  $TR$  — время повторения импульса;  $k$  — число импульсов за исследование.

Примем во внимание, что угол отклонения flip angle определяется длительностью радиочастотного импульса:

$$\int B_1(t) dt = \frac{\text{flip angle}}{\gamma}. \quad (5)$$

Площадь сечения цилиндрического проводника радиуса  $r$

$$S = \pi r^2. \quad (6)$$

Электрическое сопротивление

$$R = \rho \frac{l}{S}. \quad (7)$$

где  $\rho$  [Ом/м] — удельное электрическое сопротивление;  $l$  — длина.

При моделировании рассмотрим теплоизолированный имплант: вся мощность, выделяемая в образце, преобразуется в тепло. Ввиду узкого диапазона температур теплоемкость веществ можно считать постоянной. Поэтому величина нагрева может быть определена следующим образом:

$$\Delta T = \frac{P}{cm}, \quad (8)$$

где  $P$  — тепловая мощность соответствующего образца;  $c$  — удельная теплоемкость;  $m$  — масса.

В результате, например, для теплоизолированного стержня из нержавеющей стали длиной 100 мм и диаметром 10 мм за 6 мин сканирования в томографе с индукцией магнитного поля 1,5 Тл величина нагрева может достигать 7,2 °С.

Описанное приближение не может быть применено для замкнутых конту-

ров, также являющихся потенциальными источниками нагрева [6, 7]. Следует отметить существование эффекта антенны для вытянутых проводящих объектов в МРТ [10] — этот резонансный эффект приводит к повышению температуры до 60 °С в стержнях с размерами, сопоставимыми половине длины волны (для системы 3 Тл — около 12 см).

### Определение величины нагрева

Первые данные о тепловом отклике на воздействие РЧ-полей МР-томографа на тело человека начали появляться в 80-х годах. Исследования касались преимущественно локальных изменений температуры.

Современные МР-томографы позволяют проводить относительные измерения температуры по изменению времени T1-релаксации, коэффициента диффузии или резонансной частоты протонов, а использование температурочувствительных контрастных веществ и протонной МР-спектроскопии позволяет построить карту абсолютных значений температуры [12].

Стандарт ASTM F 2182 предлагает методику оценки вероятного нагрева импланта в процессе исследования [14]. Однако данная методика предполагает лишь качественное измерение величины нагрева импланта, помещенного в имитирующий человека фантом в той области, где он будет располагаться в организме. Это не соответствует действительности ввиду различия антропоморфных параметров, а также вариативности расположения пациента на столе томографа.

Измерение температуры импланта в фантоме с однородным гелем активно применяется на практике для подтверж-

дения теоретических исследований [5]. Ввиду сложности строения тела человека и конструкции МР-томографа помимо замещения тела фантомом применяется также упрощенная модель аппарата — отдельно взятая катушка, при помощи которой создается радиочастотное электромагнитное поле [6, 9, 13].

Такой подход не в полной мере соответствует действительности в связи с отсутствием учета таких факторов, как расположение РЧ-катушки, профиль токов, возможность применения других передающих катушек, неоднородность поля и пр.

### Опыт экспериментального определения величины нагрева

В рамках исследования нагрева металлоконструкций в МР-томографе на 2 томографах разных производителей с индукцией постоянного магнитного поля 1,5 Тл было произведено сканирование объектов разной формы (цилиндр, тор, параллелепипед, лист, неправильной формы) и размера (от шайбы диаметром 10 мм до стержня длиной 350 мм) из следующих материалов: алюминий, сталь нержавеющей, латунь, медь, титан, феррит, неодим.

Объекты располагались на поверхности 5-литрового однородного цилиндрического фантома с раствором соли

(рис. 3, а), рядом с ним на амагнитной пластине (рис. 3, б) и в 5-литровом фантоме в форме параллелепипеда с 3 %-ным гелем на основе гидроксипропилцеллюлозы и добавлением хлорида натрия (рис. 3, в).

Измерения температуры производились при помощи многоканальной оптоволоконной системы измерения деформации и температуры «АСИД-12», производство ООО «Оптиз-Мониторинг». Импульсные последовательности на основе Fast Spin Echo обеспечивали значения SAR до 3,14 Вт/кг.

В результате максимальный нагрев в изоцентре магнита был зафиксирован на поверхности теплоизолированной латунной втулки диаметром 10 мм, располагавшейся на амагнитной пластине. За 90 мин сканирования на томографе Hitachi Oval 1,5 Тл с использованием импульсной последовательности Fast Spin Echo (TR 5500 мс, TE 90 мс, flip angle 90°, SAR 1,8 Вт/кг) изменение температуры составило 4 °С. В то же время ни в одном из экспериментов не было зафиксировано статистически значимого нагрева в течение 6 мин, регламентируемых ГОСТ [15], или повышения температуры на 1 °С за 15 мин.

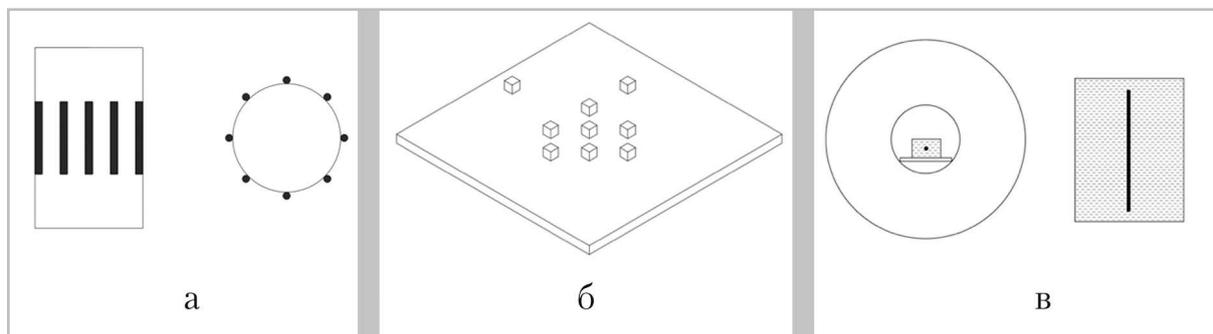


Рис. 3. Металлические образцы с датчиками измерения температуры: а — на поверхности цилиндрического однородного фантома; б — на амагнитной пластине; в — в фантоме с гелем

### Эксперимент с нагревом металлоконструкций, смещенных от изоцентра к корпусу гентри

Помимо измерения нагрева имплантов и других металлических объектов в изоцентре магнита было произведено аналогичное исследование со смещением объекта к корпусу гентри.

В МР-томографе Toshiba Excelart Vantage 1,5 Тл был размещен фантом — контейнер в форме параллелепипеда, заполненный 3%-ным гелем гидроксипропилцеллюлозы с добавлением 0,12%-ного NaCl. Объем геля — 30 л.

Для исследования использовался вытянутый имплант из нержавеющей стали длиной 23 см (рис. 4).

Датчики располагались на концах импланта, в геле на удалении 2 см и 20 см от импланта, а также вне фантома (для контроля постоянства внешней температуры). Сканирование проводи-

лось в 4 положениях: фантом у корпуса гентри, имплант на расстоянии 2 см от стенок фантома (рис. 5, а), фантом в центре стола, имплант на расстоянии 2 см от стенок фантома (рис. 5, б), фантом у корпуса гентри, имплант в центре фантома (рис. 5, в), фантом в центре стола, имплант в центре фантома (рис. 5, г).

При выполнении эксперимента использовалась импульсная последовательность T2 FASE (Fast Advanced Spin Echo): TR 1950 мс, TE 104 мс, FOV 50 см, matrix 256 × 256, число усреднений 32, длина Echo Train 80, толщина среза 5 мм, SPEEDER On, SAR 2,921 Вт/кг, время сканирования — 15 мин.

Фантом с гелем был помещен в процедурную комнату за 12 ч до начала эксперимента для термостатирования. Запись показаний датчиков температуры началась за 5 минут до исследования и продолжалась в течение 5 мин после его завер-



Рис. 4. Внешний вид импланта, используемого в эксперименте с нагревом

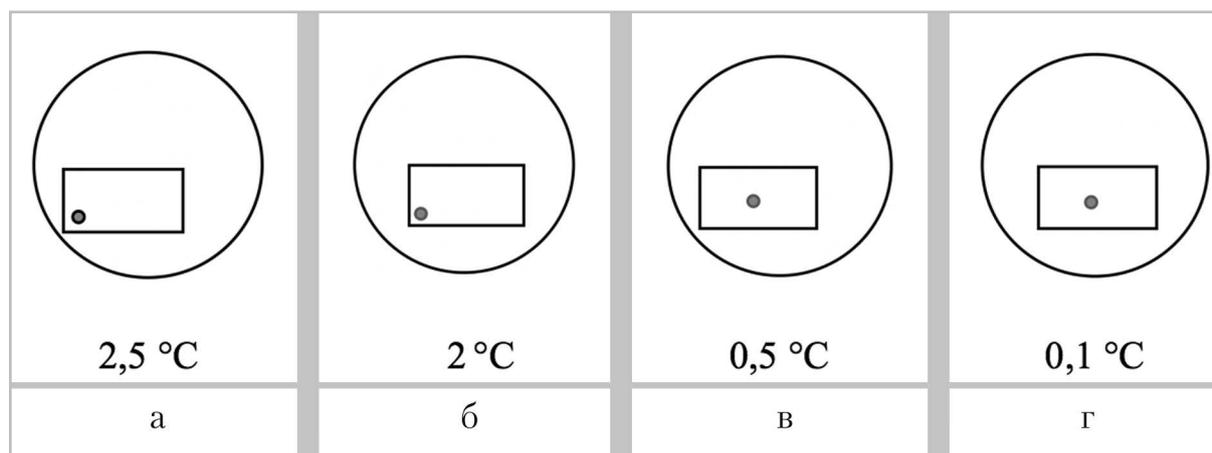


Рис. 5. Варианты расположения фантома с имплантом в томографе и максимальная величина нагрева за 15 мин сканирования

шения. Максимальная величина нагрева в каждом из положений указана на рис. 5.

На рис. 6 представлен график зависимости показаний датчиков температуры от времени для периферического расположения фантома и импланта (рис. 5, а) — положения, в котором был зафиксирован максимальный нагрев  $2,5^{\circ}\text{C}$  за 15 мин. Следует отметить наличие градиента температур вдоль длины вытянутого объекта (амплитуда нагрева в центре была на  $1,8^{\circ}\text{C}$  ниже, чем на конце).

После смещения фантома к центру магнита без изменения располо-

жения импланта относительно стенок фантома (вариант рис. 5, б) был получен похожий результат —  $2^{\circ}\text{C}$  за 15 мин. При центральном расположении импланта в фантоме (рис. 5, в, г) не было зафиксировано значимого нагрева ни в одной из точек измерения — температура как в центре, так и на концах импланта изменилась не более чем на  $0,5^{\circ}\text{C}$  за 15 мин (рис. 7).

### Заключение

В ходе выполнения данной работы было представлено математическое обосно-

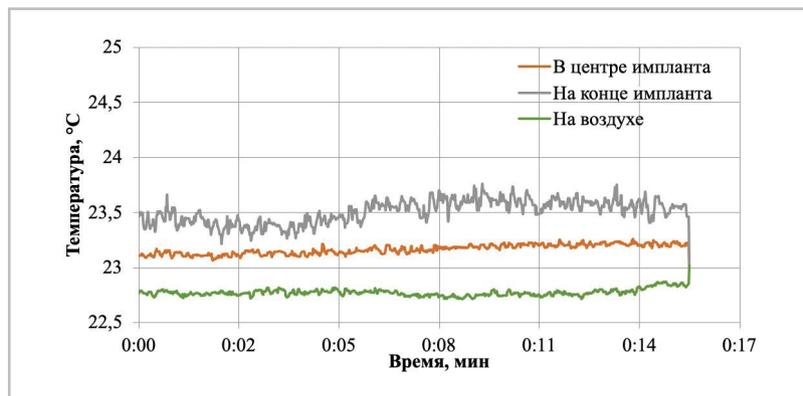


Рис. 6. График зависимости температуры импланта от времени в случае его периферического расположения (фантом у корпуса гентри, имплант на расстоянии 2 см от стенок фантома)

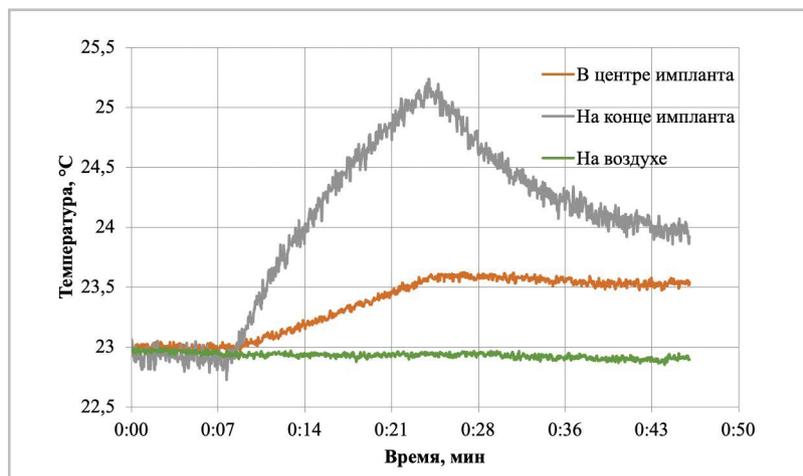


Рис. 7. График зависимости температуры импланта от времени в случае его центрального расположения в объеме фантома

вание нагрева металлоконструкций при выполнении МР-исследования. Данная модель является упрощенной, т.е. позволяет получить только оценочные данные и не учитывает наличие нескольких влияющих факторов.

Были проведены эксперименты по измерению нагрева различных металлоконструкций при максимально возможном значении параметра SAR (до 3,14 Вт/кг) на томографах с индукцией магнитного поля 1,5 Тл. Эксперименты показали отсутствие значимого нагрева в случае расположения металлоконструкций на амагнитной подложке, на поверхности цилиндрического 5-л фантома с раствором соли, в центре 5-л фантома с гелем. Ни в одном из данных экспериментов не было зафиксировано статистически значимого нагрева в течение 6 мин. Только один из более чем 20 образцов (10-мм латунная втулка) нагрелся на 4 °С за 90 мин.

Эксперименты с использованием фантома большего объема (30 л) показали зависимость нагрева импланта из нержавеющей стали от положения относительно центра фантома и удаленности фантома от корпуса гентри. Изменение температуры за 15 мин. исследования при этом составляло 0,1–2,5 °С.

Число отказов проведения исследования, вызванных наличием металлоконструкций, завышено. Принятие решения о разрешении МР-исследования с имплантами должно включать оценку величины возможного нагрева, для чего необходимо разработать математическую модель процесса, учитывающую реальные условия МРТ. Кроме того, модель может быть использована при разработке имплантов, для демонстрации тепловых процессов и для разработки системы контроля нагрева и обеспече-

ния безопасности пациентов с металлоконструкциями.

## Список литературы

1. *Луцаков Ю. И., Шабанов П. Д.* Перенос тепла в коже // *Обзоры по клинической фармакологии и лекарственной терапии.* 2017. Т. 15. № 1. С. 68–71.
2. *Матвеев А. Н.* Электричество и магнетизм. М.: Высшая школа, 1983. 464 с.
3. *Ненарокомов А. В., Семенов Д. С., Домбровский Л. А.* Идентификация математических моделей теплообмена с использованием бесконтактных измерений // *Тепловые процессы в технике.* 2018. Т. 10. № 7–8. С. 354–360.
4. *Ремизов А. Н.* Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа, 1999. 616 с.
5. *Feng D. X. et al.* Evaluation of 39 medical implants at 7,0 T // *Br. J. Radiol.* 2015. №. 88. P. 1056.
6. *Gilbert K. M., Scholl T. J., Chronik B. A.* RF coil loading measurements between 1 and 50 MHz to guide field-cycled MRI system design // *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng.* 2010. V. 37. № 3. P. 75–85.
7. *Kanal E. et al.* ACR guidance document on MR safe practices: 2013 // *J. Magn. Reson. Imag.* 2013. V. 37. № 3. P. 501–530.
8. *Keevil S.* Safety in magnetic resonance imaging // *Med. Phys. Int. J.* 2016. V. 4. № 1. P. 26–34.
9. *Mattei E. et al.* Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations // *Biomed. Eng. Online.* 2008. V. 7. P. 1–16.
10. *Panych L. P., Madore B.* The physics of MRI safety // *J. Magn. Reson. Imag.* 2018. V. 47. № 1. P. 28–43.
11. *Sammet S.* Magnetic resonance safety // *Abdominal Radiol.* 2016. V. 41. № 3. P. 444–451.

12. *Tsitovich P. B. et al.* Six-coordinate iron (II) and cobalt (II) paraSHIFT agents for measuring temperature by magnetic resonance spectroscopy // *Inorganic Chem.* 2016. V. 55. № 2. P. 700–716.
13. *Yeo D. T. B. et al.* Local specific absorption rate in high-pass birdcage and transverse electromagnetic body coils for multiple human body models in clinical landmark positions at 3 T // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2011. V. 33. № 5. P. 1209–1217.
14. ASTM F2182-11a Standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm> (accessed: 24.04.2018).
15. ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013. Изделия медицинские электрические. Ч. 2–33. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса.
5. *Feng D. X. et al.* Evaluation of 39 medical implants at 7 T. *Br. J. Radiol.* 2015. No. 88. P. 1056.
6. *Gilbert K. M., Scholl T. J., Chronik B. A.* RF coilloading measurements between 1 and 50 MHz to guide field-cycled MRI system design. *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng.* 2010. V. 37 B. No. 3. P. 75–85.
7. *Kanal E. et al.* ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *J. Magn. Reson. Imag.* 2013. V. 37. No. 3. P. 501–530.
8. *Keevil S.* Safety in magnetic resonance imaging. *Med. Phys. Int/ J.* 2016. V. 4. No. 1. P. 26–34.
9. *Mattei E. et al.* Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations. *Biomed. Eng. Online.* 2008. V. 7. P. 1–16.
10. *Panych L. P., Madore B.* The physics of MRI safety. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2018. V. 47. No. 1. P. 28–43.
11. *Sammet S.* Magnetic resonance safety. *Abdominal Radiology.* 2016. V. 41. No. 3. P. 444–451.

## References

1. *Luchakov Yu. I., Shabanov P. D.* Transport of heat through the skin. *Reviews on clinical pharmacology and drug therapy.* 2017. V. 15. No. 1. P. 68–71 (in Russian).
2. *Matveev A. N.* Electricity and magnetism. Moscow: Vysshaya Shkola Publishers, 1983. 464 p. (in Russian).
3. *Nenarokomov A., Semenov D., Dombrovsky L.* Identification of heat transfer mathematical models based on non-contact measurements. *Teplovye processy v tekhnike.* V. 10. No. 7–8. P. 354–360 (in Russian).
4. *Remisov A. N.* Medical and biological physics. Moscow: Vysshaya Shkola Publishers, 1999. 616 p. (in Russian).
12. *Tsitovich P. B. et al.* Six-coordinate iron (II) and cobalt (II) paraSHIFT agents for measuring temperature by magnetic resonance spectroscopy. *Inorganic chemistry.* 2016. V. 55. No. 2. P. 700–716.
13. *Yeo D. T. B. et al.* Local specific absorption rate in high-pass birdcage and transverse electromagnetic body coils for multiple human body models in clinical landmark positions at 3T. *J. Magn. Reson. Imag.* 2011. V. 33. No. 5. P. 1209–1217.
14. 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: April 24, 2018).

15. GOST R IEC 60601-2-33-2013. Medical electrical equipment. P. 2–33. Particular

requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. Moscow, Standartinform Publ. 2014. 206 p. (in Russian).

### Сведения об авторах

**Семенов Дмитрий Сергеевич**, научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.  
Тел.: +7 (495) 276-04-36. Электронная почта: d.semenov@npcmr.ru

**Semenov Dmitry Sergeevich**, Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development Department, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Healthcare of Moscow.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (495) 276 04 36. E-mail: d.semenov@npcmr.ru

**Сергунова Кристина Анатольевна**, руководитель отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.  
Тел.: +7 (905) 570-15-28. Электронная почта: sergunova@rpcmr.org.ru

**Sergunova Kristina Anatol'evna**, Head of Technical Monitoring and QA Development Department, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Healthcare of Moscow.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (905) 570-15-28. E-mail: sergunova@rpcmr.org.ru

**Петрайкин Алексей Владимирович**, кандидат медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.  
Тел.: +7 (495) 276-04-36. Электронная почта: alexeypetraikin@gmail.com

**Petraikin Alexey Vladimirovich**, Ph. D. Med., Associate Professor, Senior Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Healthcare of Moscow.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (495) 276 04 36. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

**Ахмад Екатерина Сергеевна**, научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.  
Тел.: +7 (495) 276-04-36. Электронная почта: e.ahmad@npcmr.ru

**Ahmad Ekaterina Sergeevna**, Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Healthcare of Moscow.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (495) 276 04 36. E-mail: e.ahmad@npcmr.ru

**Васильев Юрий Александрович**, старший научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.  
Тел.: +7 (906) 771-67-76. Электронная почта: dr.vasilev@me.com

**Vasil'ev Yuriy Aleksandrovich**, Ph. D. Med., Senior Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Healthcare of Moscow.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.  
Phone number: +7 (906) 771-67-76. E-mail: dr.vasilev@me.com

**Яцеев Василий Артурович**, технический директор ООО «Опtiz-Мониторинг».

Адрес: 119992, г. Москва, Научный парк МГУ, Ленинские горы, д. 1/75.  
Тел.: +7 (999) 870-73-59. Электронная почта: yateseev@optolex.com

**Yatseev Vasilii Arturovich**, CTO Optiz-Monitoring Ltd.

Address: 1/75, Lenin's hills, Scientific Park MSU, Moscow, 119992, Russia.  
Phone number: +7 (999) 870-73-59. E-mail: yateseev@optolex.com

### Финансирование исследования и конфликт интересов.

*Исследование не финансировалось какими-либо источниками. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.*