

## **Высокоточная система измерений температуры для магнитно-резонансной томографии**

**Д. С. Семенов<sup>1</sup>, В. А. Яцеев<sup>2</sup>, Е. С. Ахмад<sup>1</sup>, Ю. А. Васильев<sup>1</sup>, К. А. Сергунова<sup>1</sup>, А. В. Петрайкин<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, Российская Федерация, e-mail: d.semenov@nrcmr.ru, e.ahmad@nrcmr.ru, dr.vasilev@me.com, sergunova@nrcmr.ru, alexeypetraikin@gmail.com

<sup>2</sup>Институт радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, Москва, Российская Федерация, e-mail: yatseev@gmail.com

Для определения соответствия имплантируемого медицинского изделия требованиям безопасности в магнитно-резонансной томографии необходима экспериментальная оценка нагрева этого изделия за время исследования. Применение традиционных методов, таких как термопарные измерения или радиационная термометрия, затруднительно в условиях кабинета магнитно-резонансной томографии. В работе предложена спектрометрическая система для измерения температуры в условиях кабинета магнитно-резонансной томографии. Разработанная система обладает чувствительностью 0,01 °С и погрешностью 0,1 % в диапазоне 10–50 °С. Используемые в системе датчики температуры представляют собой интерферометры Фабри–Перо. Описана конструкция датчиков и способ их калибровки. Апробация системы проведена при определении нагрева двух пассивных имплантатов за время исследования в магнитно-резонансном томографе с индукцией магнитного поля 1,5 Тл. Продemonstrировано соответствие разработанной системы принятым в магнитно-резонансной томографии рекомендациям по оценке нагрева имплантируемых медицинских изделий. Получено значение температуры, сопоставимое со значением, найденным при испытаниях данного имплантата по методике ASTM F 2182. Представленную измерительную систему можно использовать при оценке магнитно-резонансной совместимости имплантируемых медицинских изделий, при разработке протоколов сканирования пациентов с металлоконструкциями, а также для подтверждения или уточнения математических моделей теплопереноса.

**Ключевые слова:** магнитно-резонансная томография, нагрев в электромагнитном поле, измерение температуры, оптоволоконные системы, датчик Фабри–Перо, широкополосная интерферометрия, имплантируемые медицинские изделия.

**Введение.** Магнитно-резонансная томография (МРТ) – один из широко распространённых методов медицинской визуализации. В отличие от других рентгенологических исследований данный метод не предполагает лучевой нагрузки на пациента. Однако постоянные и переменные электромагнитные поля приводят к возникновению определённых факторов риска, одним из которых является тепловой отклик тканей. Первые данные о нагреве тканей во время магнитно-резонансного исследования относятся к 80-м годам XX в., однако проведённые эксперименты касались преимущественно локальных изменений температуры [1]. Значительный вклад в описание воздействия электромагнитных полей МРТ внёс Frank G. Shellock [2–4]. Важным с точки зрения обеспечения безопасности фактором является нагрев имплантируемых медицинских изделий вследствие возникновения в них токов, которые появляются в результате взаимодействия с переменными магнитными полями. International Electrotechnical Commission (IEC) разработала требования по безопасности МРТ, действующие на сегодняшний день в России как ГОСТ МЭК 60601-2-33

«Изделия медицинские электрические. Часть 2-33. Частные требования безопасности с учётом основных функциональных характеристик к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса» и ограничивающие максимальный локальный нагрев тканей организма в процессе исследования. American College of Radiology (ACR), в свою очередь, предложила экспериментальную методику оценки нагрева имплантатов в МРТ, описанную в стандарте ASTM F 2182 [5]. Эта методика активно применяется на практике для подтверждения теоретических исследований [6]. Кроме того, результат испытаний учитывается при определении типа магнитно-резонансной совместимости имплантата: безопасен, небезопасен или совместим при определённых условиях [7]. Отдельная задача такого исследования – измерение температуры в условиях МРТ, к которым относятся:

воздействие постоянного магнитного поля, индукция которого достигает 1,5–3,0, а иногда и 7,0 Тл;

влияние переменных градиентных и радиочастотных полей, воздействующих на фантом из геля, который имитирует электрофизические свойства тканей организма [5].

Диапазон регистрируемых значений накладывает ограничение на точность измерительной системы, так как допустимым считается изменение температуры на 1 °C за 6 мин исследований согласно ГОСТ МЭК 60601-2-33. Для некоторых ферромагнитных объектов скорость нарастания не превышает 0,05 °C/мин [8], а при возникновении антенного эффекта нагрев может достигать 60 °C [9].

Цель данной работы – решение задачи высокоточной регистрации нагрева имплантируемых медицинских изделий в условиях кабинета МРТ. Использование термопарных измерений или радиационной термометрии невозможно в связи с чувствительностью к электрическим помехам, отсутствию данных о коэффициентах излучения, влиянию постороннего излучения и др. Поэтому оптимальным представляется применение оптических систем, в которых показания термочувствительного элемента считывается световым пучком, не подверженным внешним воздействиям. В то же время, световой пучок имеет ряд характерных признаков, таких как длина волны, направление распространения и т. д., что позволяет выделить его относительно фоновых сигнала и помех.

**Обоснование разработки системы.** Для измерения температуры в основном используют следующие волоконно-оптические датчики: флуориметрический [10, 11], на волоконных брэгговских решётках [12, 13] и интерферометре Фабри–Перо [6, 14–16]. Наиболее распространёнными волоконно-оптическими датчиками температуры и деформации являются сенсоры на основе брэгговских решёток [12, 13, 17]. Для таких измерений с помощью излучения лазеров ультрафиолетового диапазона в волокне создаются периодические микроструктуры [18, 19], которые отражают свет на определённой длине волны, зависящей от периода решётки и показателя преломления световода. При изменении внешней температуры происходит изменение параметров брэгговской решётки, что приводит к спектральному смещению максимума пика отражения решётки. Наряду с достоинствами таких датчиков, главные из которых – широкий диапазон измерений и возможность мультиплексирования, т. е. размещения множества датчиков последовательно на одном волокне, существенным недостатком оказывается требовательность к качеству спектрометра, входящего в состав приёмного блока – интеррогатора. Как правило, разрешающая способность по температуре таких датчиков не превышает 0,1–0,5 °C в зависимости от применённой системы опроса.

Наиболее чувствительными датчиками являются датчики на основе интерферометров, в частности, интерферометра Фабри–Перо, принцип действия которого использовался в данной работе. В настоящий момент существует несколько производителей медицинских датчиков на интерферометре Фабри–Перо: компании Fiso Techn. Inc. (Канада), Opsens (Канада), RJC Enterprises LLC (США) и др. В промышленном производстве датчиков они используют процессы травления волокна для образования в нём микроструктур, таких как полости или диафрагмы. Данный подход позволяет реализовать

промышленное производство в масштабах нескольких десятков тысяч единиц продукции в год. Датчики обладают малыми размерами (0,2 мкм), сравнимыми с диаметром самого волокна, что является преимуществом для применения этих датчиков при введении в тело живого организма [14]. Как и в случае датчиков на брэгговских решётках, данный способ изготовления сенсоров ограничивает чувствительность используемого метода.

**Конструкция датчика.** Разработанный авторами настоящей статьи датчик показан на рис. 1 и представляет собой следующую конструкцию: два отрезка оптического волокна 1 заключены в чувствительный капилляр 3 и жёстко закреплены с ним точечной сваркой 5. Интерферометр образован перпендикулярными сколами отрезков волокна. При увеличении температуры происходит удлинение стеклянного капилляра и волокон внутри него, но поскольку коэффициент расширения стекла значительно выше коэффициента расширения кварцевого волокна, то торцы волокон начинают расходиться в стороны. По сравнению с датчиками на основе решёток Брэгга, измерение температуры происходит не за счёт температурного расширения кварцевого волокна, а зависит от расширения стеклянного капилляра, у которого существует температурный коэффициент расширения, на порядок превышающий соответствующий для плавленого кварца. Поэтому на порядок возрастает и чувствительность к температуре. Коэффициент усиления чувствительности, по сравнению с датчиками на решётках Брэгга, можно приблизительно оценить по формуле

$$K = \frac{\alpha_{\text{ст}}}{\alpha_{\text{кв}}} \frac{L_{\text{Бр}}}{L_{\text{Ф-П}}},$$

где  $\alpha_{\text{ст}}$ ,  $\alpha_{\text{кв}}$  – температурные коэффициенты расширения стекла и кварца соответственно;  $L_{\text{Бр}}$  – длина решётки Брэгга;  $L_{\text{Ф-П}}$  – длина датчика Фабри–Перо.

При характерной длине решётки Брэгга несколько миллиметров и длине датчиков Фабри–Перо десять миллиметров

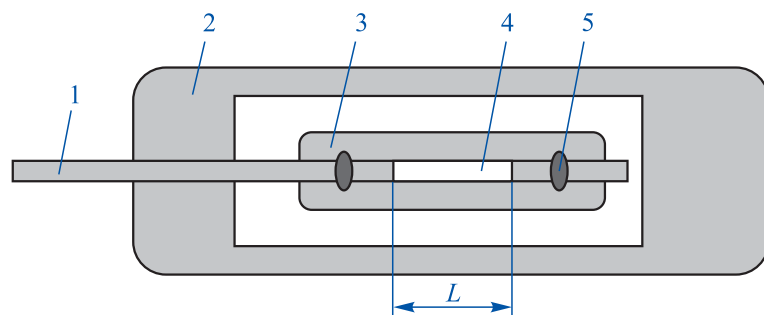


Рис. 1. Структурная схема датчика:

1 – оптическое волокно; 2 – защитный капилляр; 3 – чувствительный капилляр; 4 – оптический зазор; 5 – точки сварки

Fig. 1. Sensor design:

1 – optical fiber; 2 – protective capillary; 3 – sensitive capillary; 4 – optical gap; 5 – welding point

и более можно получить увеличение чувствительности в десятки и сотни раз.

**Изготовление датчика.** Одна из проблем, которая решалась авторами при изготовлении датчиков – это способ закрепления волокна в капилляре. Поскольку диапазон перемещения волокна относительно капилляра при измерениях температуры составляет от нескольких нанометров до нескольких микрометров, то фиксация волокна в капилляре должна обеспечивать соответствующую точность. Были протестированы различные клеи, в том числе, на основе цианидов, полиуретанов, эпоксидных смол и пр. Однако они не смогли обеспечить длительное бездрейфовое фиксирование поверхностей при воздействии температур

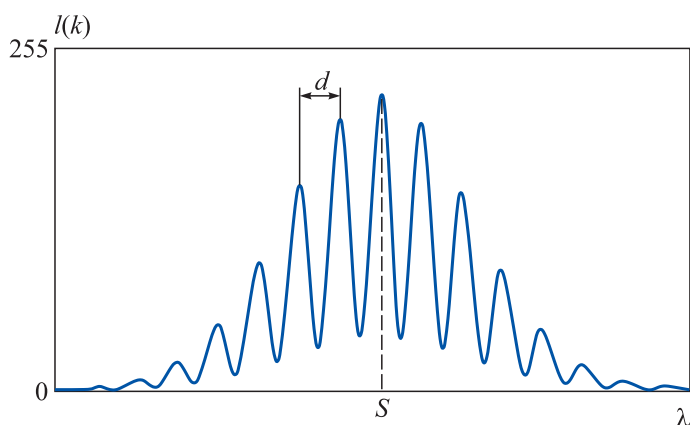


Рис. 2. Спектр излучения, отражённого от интерферометра Фабри–Перо

Fig. 2. Spectrum of radiation reflected from a Fabry–Perot interferometer

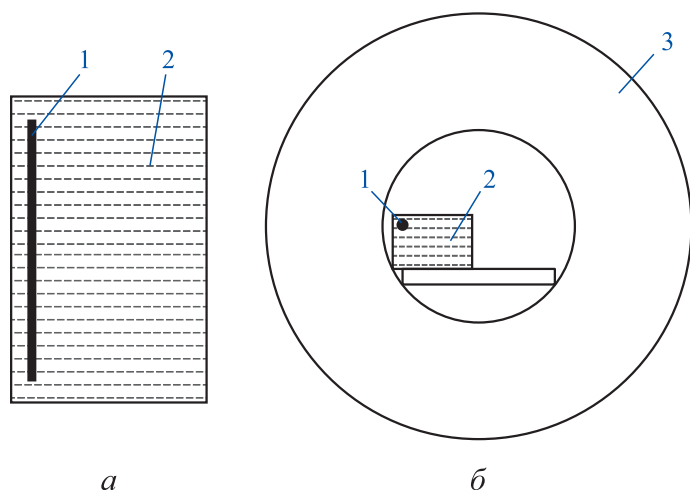


Рис. 3. Фантом (а) и его расположение (б) в томографе:  
1 – имплантат; 2 – фантом с гелем; 3 – сверхпроводящий магнит

Fig. 3. Phantom (a) and its configuration (b) in tomograph:  
1 – implant; 2 – gel phantom; 3 – superconducting magnet

рабочего диапазона 10–50 °С. Поэтому авторы воспользовались методом вплавления волокна в стеклянный капилляр с помощью точечной дуговой сварки. Температура сварки превышала 1000 °С и была подобрана таким образом, чтобы не повредить волокно при плавлении и обеспечить надёжность закрепления стеклянного капилляра и кварцевого волокна. При этом перед приваркой торцы волокон фиксировали в капилляре на расстоянии 50 мкм. Для защиты от механических деформаций задействовали дополнительный стеклянный капилляр 2, запаянный с одной стороны (см. рис. 1). Полученная в результате разработки конструкция обладает достаточной прочностью, что необходимо при размещении датчика в вязком гелевом фантоме.

#### Принцип работы системы измерения температуры.

Измерительная система состоит из двенадцатиканального оптического измерительного блока со спектрометром на дифракционной решётке. Указанный оптический блок подключён к интеррогатору оптических датчиков температуры. Датчики представляют собой интерферометры Фабри–Перо, образованные плоскими торцами оптических волокон, расположенных на расстоянии  $L$  порядка десятка микрометров (см. рис. 1).

Способ измерения основан на принципе широкополосной интерферометрии, согласно которому используется так называемый источник белого света: в данном случае – светодиоды с шириной спектра 40 нм, излучение от которых направляется в датчики. От датчиков излучение отражается обратно, при этом его спектр претерпевает изменения в зависимости от расстояния между сколами волокон – базой интерферометра. Далее отражённое от датчиков излучение направляется в интеррогатор, в котором спектрометр раскладывает свет по длинам волн и передаёт спектр излучения на светоприёмную матрицу. Пример спектра датчика приведён на рис. 2, где  $d$  – расстояние между пиками;  $S$  – длина волны, соответствующая наибольшему пику интерференционной картины.

Для повышения чувствительности метода измерений применили схему двухстадийного анализа сигнала: на первом этапе анализировали расстояние между пиками интерференционной картины в спектре и вычисляли предварительное значение  $L$ , затем оценивали положения пиков в спектре, по которому указанное значение можно определить с более высокой точностью. Данный способ позволяет увеличить чувствительность метода определения расстояния между отражающими поверхностями до точности в несколько нанометров и измерять температуру с чувствительностью до сотых долей градусов, обеспечивая возможность проведения измерений абсолютных значений.

**Калибровка разработанной системы.** Основной физической величиной, которую позволяет измерять датчик на интерферометре Фабри–Перо, является расстояние  $L$  между отражающими поверхностями, в рассматриваемом случае – сколами волокон. Чтобы получить в качестве выходного сигнала температуру, необходимо провести калибровку, т. е. установить зависимость температуры от

расстояний между сколами. Так как отклик системы линеен, то для нормировки достаточно осуществить калибровку при двух значениях рабочего диапазона: у верхней и нижней границ. Калибровка обеспечивается помещением датчиков в температурный жидкостный масляный термостат с встроенным эталонным датчиком температуры, точность которого 0,05 °C и выше.

#### Апробация измерительной системы.

Апробация системы проводилась при определении нагрева двух пассивных имплантатов за время магнитно-резонансного исследования. Схема эксперимента представлена на рис. 3. Прямоугольный фантом 2 в соответствии с рекомендациями [5] был заполнен гелем из гидроксипропилцеллюлозы. Расположение фантома и имплантата 1 относительно изоцентра томографа 3 выбирали в соответствии с картой удельного коэффициента поглощения (SAR) так, чтобы обеспечить максимальный нагрев. Положение имплантата относительно фантома показано на рис. 3, а. Температурные датчики были зафиксированы на поверхности имплантатов с помощью амагнитной ленты: для имплантата бедренного сустава на головке и окончании бедренного стержня, а для вытянутого ортопедического имплантата – на двух его концах. Блок управления измерительной системы находился в технической комнате кабинета МРТ за пределами клетки Фарадея.

Исследование проводили на томографе Hitachi Oval 1,5T с применением импульсной последовательности Turbo Spin Echo,  $TR=260$  мс,  $TE=6$  мс, Echo Train Length=16, Bandwidth=69 кГц, Flip Angle=90°, SAR=1,5 Вт/кг, длительность сканирования составила 15 мин.

Для термостатирования имплантаты и фантом поместили в процедурную за несколько часов до начала исследования. По результатам анализа данных эксперимента получены значения измерения температуры, представленные на рис. 4. Кроме того, в результате эксперимента определили амплитуды нагрева поверхности ортопедического имплантата, которая составила 4 °C за 15 мин, и имплантата тазобедренного сустава – 2,5 °C за 15 мин. В последнем случае данные совпали с представленным производителем значением.

**Закключение.** Разработана высокоточная оптоволоконная система измерения температуры с чувствительностью 0,01 °C, совместимая с условиями магнитно-резонансной среды и принятыми методиками определения максимального нагрева имплантируемых медицинских изделий. Проведена апробация системы, показавшая её полное соответствие требованиям и позволившая получить равноценные оценкам производителя одного из имплантатов значения. Представленный измерительный комплекс может

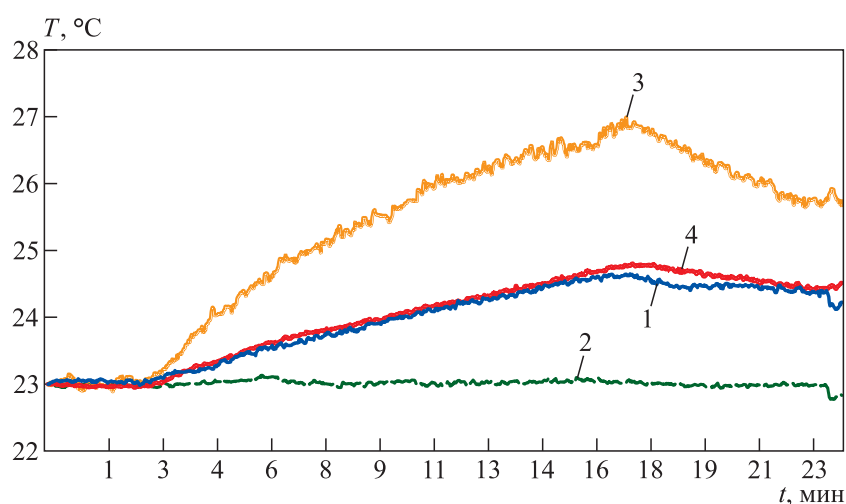


Рис. 4. Зависимость измеренной температуры  $T$  от времени  $t$  (время от начала исследования) для различных датчиков в процессе магнитно-резонансного исследования;

1 – окончание бедренного стержня; 2 – головка имплантата бедра; 3 – первый конец ортопедического имплантата; 4 – второй конец ортопедического имплантата

Fig. 4. A graph of the of sensor data on time dependence during the MR study:  
1 – end of the femoral shaft; 2 – head of the femoral implant; 3 – first end of the orthopedic implant; 4 – second end of the orthopedic implant

быть использован не только для экспериментального определения нагрева металлоконструкций в МРТ, но и для идентификации, подтверждения или уточнения математических моделей теплопереноса, а также при разработке методик безопасного проведения магнитно-резонансных исследований пациентам с имплантатами и в демонстрационных целях.

#### Список литературы

1. Elder J. A., Cahill D. F., *Biological Effects of Radiofrequency Radiation*. Research Triangle Park N. C.: Health Effects Research Laboratory, Office of Research and Development, U. S. Environmental Protection Agency, 1984, 250 p.
2. Shellock F. G., Schaefer D. J., Gordon C. J., *Magnetic Resonance in Medicine*, 1986, vol. 3, no. 4. pp. 644–647.
3. Shellock F. G., *Magnetic resonance quarterly*, 1989, vol. 5, no. 4. pp. 243–261.
4. Shellock F. G., *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2000, vol. 12, no. 1. pp. 30–36. DOI: 10.1002/1522-2586(200007)12:1<30::aid-jmri4>3.0.co;2-s
5. ASTM F 2182-11a standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm> (дата обращения: 24.04.2018).
6. Feng D. X. McCauley J. P., Morgan-Curtis F. K., Salam R. A., Pennel D. R., *British Journal of Radiology*, 2015, vol. 88, no. 1056, 20150633. DOI: 10.1259/bjr.20150633

7. Сергунова К. А., Ахмад Е. С., Петряйкин А. В., Кивасев С. А., Семенов Д. С., Васильев Ю. А., Морозов С. П., Владимирский А. В., Низовцова Л. А. Безопасность проведения магнитно-резонансного исследования пациентам с имплантируемыми медицинскими изделиями // Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. 2019. Т. 20. № 4. С. 313–323. DOI: 10.24022/1810-0694-2019-20-4-313-323

8. Васильев Ю. А., Семенов Д. С., Яцеев В. А., Ахмад Е. С., Петряйкин А. В., Марусина М. Я., Курлаева 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

9. Panych L. P., Madore B., *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2018, vol. 47, no. 1. pp. 28–43. DOI: 10.1002/jmri.25761

10. Armenean C., Perrin E., Armenean M., Beuf O., Pilleul F., Saint-Jalmes H., *Magnetic Resonance in Medicine*, 2004, no. 52, pp. 1200–1206. DOI: 10.1002/mrm.20246

11. Neufeld E., Kühn S., Szekely G., Kuster N., *Physics in Medicine and Biology*, 2009, vol. 54, no. 13. pp. 4151–4169. DOI: 10.1088/0031-9155/54/13/012

12. Butov O. V., Dianov E. M., Golant K. M., *Measurement Science and Technology*, 2006, vol. 17. pp. 975–979. DOI: 10.1088/0957-0233/17/5/S06

13. Ramakrishnan M., Rajan G., Semenova Y., Farrell G., *Sensors*, 2016, vol. 16, no. 1. pp. 99–126. DOI: 10.3390/s16010099

14. Королёв В. А., Потапов В. Т. Биомедицинские оптоволоконные датчики температуры и давления // Медицинская техника. 2012. Т. 272. № 2. С. 38–42.

15. Соколов А. Н., Яцеев В. А. Волоконно-оптические датчики и системы: принципы построения, возможности и перспективы // *LightWave Russ.* 2006. № 4. С. 44–46.

16. Зотов А. М., Короленко П. В., Яцеев В. А. Алгоритмы быстрой обработки сигналов волоконно-оптического интерферометра Фабри–Перо // Датчики и системы. 2018. № 4. С. 29–33.

17. Butov O. V., Bazakutsa A. P., Chamorovskiy Y. K., Fedorov A. N., Shevtsov I. A., *Sensors*, 2019, 19(19), 4228. DOI: 10.3390/s19194228.17

18. Butov O. V., *Results in Physics*, 2019, vol. 15, 102542. DOI: 10.1016/j.rinp.2019.102542

19. Васильев С. А., Медведков О. И., Королёв И. Г. Волоконные решётки показателя преломления и их применение // Квантовая электроника. 2005. Т. 35. № 12. С. 1085–1103. DOI: 10.1070/QE2005v035n12ABEH013041

## References

1. Elder J. A., Cahill D. F., *Biological Effects of Radiofrequency Radiation*. Research Triangle Park N. C.: Health Effects Research Laboratory, Office of Research and Development, U. S. Environmental Protection Agency, 1984, 250 p.

2. Shellock F. G., Schaefer D. J., Gordon C. J., *Magnetic Resonance in Medicine*, 1986, vol. 3, no. 4, pp. 644–647.

3. Shellock F. G., *Magnetic resonance quarterly*, 1989, vol. 5, no. 4, pp. 243–261.

4. Shellock F. G., *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2000, vol. 12, no. 1, pp. 30–36. DOI: 10.1002/1522-2586(200007)12:1<30:aid-jmri4>3.0.co;2-s

5. ASTM F 2182-11a standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging, available at: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm> (accessed: 24.04.2018).

6. Feng D. X., McCauley J. P., Morgan-Curtis F. K., Salam R. A., Pennel D. R., *British Journal of Radiology*, 2015, vol. 88, no. 1056, 20150633. DOI: 10.1259/bjr.20150633

7. Sergunova K. A., Akhmad E. S., Petraiikin A. V., Kivasev S. A., Semenov D. S., Vasilev Yu. A., Morozov S. P., Vladzimirsky A. V., Nizovtsova L. A., *The Bulletin of Bakoulev Center Cardiovascular Diseases*, 2019, vol. 20, no. 4, pp. 313–323. DOI: 10.24022/1810-0694-2019-20-4-313-323

8. Vasilev Yu. A., Semenov D. S., Yatseev V. A., Akhmad E. S., Petryakin A. V., Marusina M. Ya., Kurlaeva Yu. N., *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2019, vol. 19, no. 1, pp. 173–179. DOI: 10.17586/2226-1494-2019-19-1-173-179

9. Panych L. P., Madore B., *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2018, vol. 47, no. 1, pp. 28–43. DOI: 10.1002/jmri.25761

10. Armenean C., Perrin E., Armenean M., Beuf O., Pilleul F., Saint-Jalmes H., *Magnetic Resonance in Medicine*, 2004, no. 52, pp. 1200–1206. DOI: 10.1002/mrm.20246

11. Neufeld E., Kühn S., Szekely G., Kuster N., *Physics in Medicine and Biology*, 2009, vol. 54, no. 13, pp. 4151–4169. DOI: 10.1088/0031-9155/54/13/012

12. Butov O. V., Dianov E. M., Golant K. M., *Measurement Science and Technology*, 2006, vol. 17, pp. 975–979. DOI: 10.1088/0957-0233/17/5/S06

13. Ramakrishnan M., Rajan G., Semenova Y., Farrell G., *Sensors*, 2016, vol. 16, no. 1, pp. 99–126. DOI: 10.3390/s16010099

14. Korolyov V. A., Potapov V. T., *Biomedical Engineering*, 2012, vol. 46, no. 2, pp. 7–82.

15. Sokolov A. N., Yatseev V. A., *Light Wave Russ.*, 2006, no. 4, pp. 44–46 (in Russian).

16. Zotov A. M., Korolenko P. V., Yatseev V. A., *Sensors&Systems*, 2018, no. 4, pp. 29–33 (in Russian).

17. Butov O. V., Bazakutsa A. P., Chamorovskiy Y. K., Fedorov A. N., Shevtsov I. A., *Sensors*, 2019, 19(19), 4228. DOI: 10.3390/s19194228.17

18. Butov O. V., *Results in Physics*, 2019, vol. 15, 102542. DOI: 10.1016/j.rinp.2019.102542

19. Vasil'ev S. A., Medvedkov O. I., Korolev I. G., *Quantum Electronics*, 2005, vol. 35, no. 12, pp. 1085–1103. DOI: 10.1070/QE2005v035n12ABEH013041

Дата поступления: 25.10.2019.

Дата принятия: 25.11.2019.

## Highly sensitive magnetic resonance compatible temperature measurement system

Dmitry S. Semenov<sup>1</sup>, Ekaterina S. Akhmad<sup>1</sup>, Vasily A. Yatseev<sup>2</sup>, Yuriy A. Vasilev<sup>1</sup>,  
Kristina A. Sergunova<sup>1</sup>, Alexey V. Petraikin<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation, e-mail: d.semenov@npcmr.ru, e.ahmad@npcmr.ru, dr.vasilev@me.com, sergunova@npcmr.ru, alexeypetraikin@gmail.com

<sup>2</sup>Kotelnikov Institute of Radioengineering and Electronics (IRE) of Russian Academy of Sciences, Moscow, Russian Federation, e-mail: yatseev@gmail.com

One of the steps in determining the compliance of an implantable medical device with the safety requirements in magnetic resonance imaging (MRI) is the experimental assessment of its heating over the course of the study. However, the application of traditional methods, such as thermocouple measurements or radiation thermometry, is difficult in connection with the conditions of high magnetic fields. A spectrometric system is proposed for measuring temperature in a magnetic resonance imaging cabinet with sensitivity of 0.01 °C and error of 0.1 % in the range of 10–50 °C. Temperature sensors are Fabry–Perot interferometers formed by flat ends of optical fibers located at a distance of about tens of micrometers. A design of the sensor and a calibration method are described. A design of the sensor and a calibration method are described. The system was tested in the process of two passive implants heating in 1,5 T MRI. As a result, compliance with the accepted recommendations for assessing the heating of implantable medical devices in MRI was demonstrated, and the temperature rise value was obtained that was comparable to the manufacturer's tests of this product according to ASTM F 2182. The presented measurement system can be used to assess the MR-compatibility of implantable medical devices, to develop scanning protocols for patients with metal structures, as well as to confirm or refine mathematical models of heat transfer.

**Key words:** magnetic resonance imaging, electromagnetic heating, temperature measurement, fiber optic systems, Fabry–Perot sensor, interferometry, implantable medical devices.