

14;15

Магнитомодуляционный сенсор магнитного поля на базе пленок феррита-граната для магнитокардиографических исследований

© П.М. Ветошко^{1,2}, Н.А. Гусев^{1,3}, Д.А. Чепурнова^{1,4},
Е.В. Самойлова^{1,4}, И.И. Сыворотка⁵, И.М. Сыворотка⁵,
А.К. Звездин^{1,3}, А.А. Коротаева^{1,4}, В.И. Белотелов^{1,6}

¹ Российский квантовый центр, Москва, Россия

² Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Москва, Россия

³ Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, Москва, Россия

⁴ Российский кардиологический научно-производственный комплекс Минздрава России, Москва, Россия

⁵ Научно-производственное предприятие „Карат“, Львов, Украина

⁶ Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия

E-mail: nagusew@gmail.com

Поступило в Редакцию 21 марта 2016 г.

Разработан и продемонстрирован новый тип векторного магнитомодуляционного магнетометра на базе эпитаксиальных пленок феррита-граната для магнитокардиографии (МКГ). Сенсор магнитного поля работает при комнатной температуре и позволяет измерять сигналы МКГ на расстоянии около 1 см от грудной клетки. Показана высокая чувствительность сенсора, превышающая $100 \text{ fT/Hz}^{1/2}$, на примере измерения МКГ крысы. Основные детали МКГ крысы, R-пик величиной порядка 10 pT, регистрируются без использования усреднения по времени, что дает возможность исследовать аномалии сердечного ритма. Таким образом, данные сенсоры могут быть эффективно использованы для измерения МКГ.

Магнитное поле сердца человека впервые было измерено в работах Baule и McFee в 1963 г. [1]. С тех пор проблематика биомагнитных измерений привлекала внимание многих исследователей [2,3]. В этом

направлении большими перспективами обладает метод магнитокардиографии (МКГ) [4,5]. Метод МКГ дает дополнительную информацию по отношению к электрокардиографии (ЭКГ). Кроме того, МКГ бесконтактна, из-за чего измерение магнитных полей сердца не зависит от проводимости тканей.

Для регистрации слабых магнитных полей, создаваемых токами в сердце человека или животного, на уровне 1–100 пТ требуется чрезвычайно чувствительный датчик, работающий на низких частотах (до 100 Hz). В настоящее время измерения МКГ проводят с помощью сверхпроводниковых квантовых интерферометров (СКВИД) [4–6]. Такие магнетометры обеспечивают высокую чувствительность порядка $3 \text{ фТ/Гц}^{1/2}$ [7], однако требуют охлаждения до низких температур (4 К) и позволяют измерить только одну компоненту магнитного поля, перпендикулярную плоскости измерительного контура. Другой тип датчиков, используемых для МКГ, представлен магнетометрами с оптической накачкой (МОН), которые работают при комнатной температуре и обеспечивают чувствительность порядка $50\text{--}100 \text{ фТ/Гц}^{1/2}$ [8]. Однако они не дают информации о направлении магнитного поля и для некоторых направлений магнитного поля имеют нулевые зоны. Следует также отметить, что из-за необходимости охлаждения СКВИД-магнетометров и больших габаритов чувствительных элементов МОНов не удастся измерить МКГ в непосредственной близости от грудной клетки.

Альтернативой СКВИД- и МОН-магнетометрам могут стать сравнительно дешевые магнитомодуляционные магнетометры, не требующие охлаждения [9–11]. Они основаны как на тонкопленочных структурах [10], так и на аморфных микростержнях [11] и используются для считывания состояния намагниченности эффект гигантского магнитного импеданса [9]. С их помощью уже измерен МКГ-сигнал человека [12]. Тем не менее чувствительность таких устройств не превышает $1 \text{ пТ/Гц}^{1/2}$, что не позволяет измерить более слабый кардиосигнал животных и сильно сказывается на качестве измерений на человеке.

В настоящей работе разработан новый тип векторного магнитомодуляционного сенсора на базе эпитаксиальных пленок феррита-граната со ступенчатым профилем толщины. Использование данных пленок позволяет достичь при комнатной температуре уровня шума сенсора менее $100 \text{ фТ/Гц}^{1/2}$.

Принцип работы демонстрируемого сенсора заключается в перемагничивании пленки феррита-граната вращающимся магнитным полем двух ортогональных катушек обмотки в режиме когерентного вращения намагниченности в плоскости пленки [13]. Измеряемое слабое магнитное поле нарушает симметрию вращения, поскольку появляется зависимость мгновенной угловой скорости намагниченности от угла поворота. Сигнал отклика регистрируют на второй гармонике от частоты вращения намагниченности с помощью явления электромагнитной индукции. Амплитуда отклика на второй гармонике пропорциональна величине измеряемого квазистационарного поля, а фаза соответствует направлению измеряемого поля в плоскости вращения вектора намагниченности.

Материалом сенсора служат монокристаллические эпитаксиальные пленки феррита-граната (ЭПФГ) состава $\text{Re}_{3-x}\text{V}_x\text{Fe}_{5-y}\text{Me}_y\text{O}_{12}$ ($0 < x < 2$, $0.3 < y < 0.7$), где Re — редкоземельный элемент, Me — ион, замещающий железо. Образцы обладают анизотропией типа „легкая плоскость“. ЭПФГ синтезированы методом жидкофазной эпитаксии [14] из раствора в расплаве на монокристаллических подложках немагнитного гадолиний-галлиевого граната.

Чувствительность сенсора определяется корнем из спектральной плотности собственного шума магнитного материала: $\sqrt{\langle H_f^2 \rangle}$. Ее теоретическая оценка в данном случае составляет порядка $1 \text{ fT/Hz}^{1/2}$. Чтобы реализовать предельную чувствительность сенсора в режиме однородного вращения намагниченности, необходимо привести образец в монокристаллическое состояние, в том числе и в краевых областях, что достижимо для эллипсоидной формы. Однако технологически трудно придать ЭПФГ такую форму. Эта проблема решается аппроксимацией эллипсоидного профиля толщины методом многослойной литографии ступенчатого профиля магнитной пленки вблизи ее краев [15]. В данной работе использованы магнитные пленки в форме диска с трехступенчатым профилем толщины (рис. 1, а).

Из шумовой характеристики магнетометра следует, что на частотах от 1 до 100 Hz шум сенсора составляет около $\sqrt{\langle H_f^2 \rangle} = 100 \text{ fT/Hz}^{1/2}$ (рис. 1, б). Пик на 50 Hz, связанный с частотой переменного тока от источников питания, составляет $400 \text{ fT/Hz}^{1/2}$. Используя критерий Вандер-Зила [16], согласно которому минимальный уровень наблюдаемого сигнала $H_{\min} = k \sqrt{\langle H_f^2 \rangle \Delta f}$, где $k \sim 6$, Δf — полоса частот, в которой

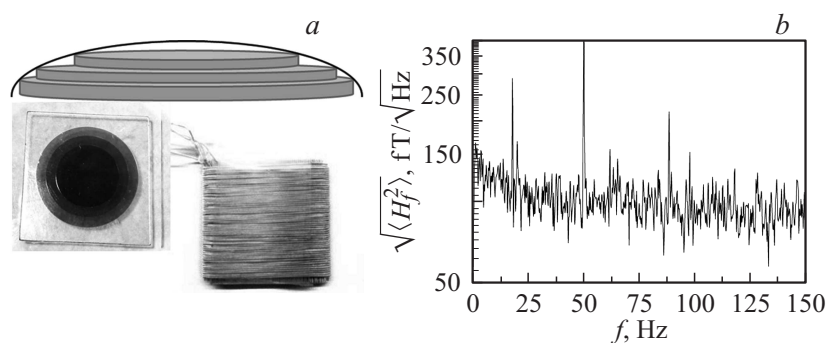


Рис. 1. *a* — схема структуры и фотография пленки, используемой в чувствительном элементе сенсора, а также фотография чувствительного элемента сенсора. *b* — шумовая характеристика магнетометра, определяемая корнем из спектральной плотности шума.

измерен сигнал, получим, что при измерениях МКГ в диапазоне частот от 0 до 100 Hz $H_{\min} = 6$ pT.

Работа сенсора магнитного поля была продемонстрирована на примере измерения магнитного поля здоровых крыс. Крыс размещали на текстолитовой пластине, закрепленной на держателе с магнитным сенсором (рис. 2, *a*). Для подавления сторонних магнитных полей держатель с крысой помещали внутрь магнитного экрана из четырех пермаллоевых цилиндров с фактором ослабления 1500. В такой конфигурации сенсор чувствителен к компонентам магнитного поля в плоскости грудной клетки крысы. Их направления заданы осями катушек считывания. МКГ крыс снимались в двух режимах: в реальном масштабе времени и с использованием усреднения по времени в течение 10 s. В режиме усреднения дополнительно измерялась ЭКГ синхронно с МКГ. Для получения ЭКГ к лапам и спине крысы прикрепляли электроды и организовывали отведения в ортогональных направлениях (рис. 2, *a*).

МКГ крысы в режиме реального времени (без усреднения) представлена на рис. 2, *b*. Период сигнала составляет 165 ms. Основной R-пик величиной около 15 pT хорошо виден на шумовом фоне. Стоит подчеркнуть, что аналогичный пик на МКГ человека в 10–30 раз сильнее.

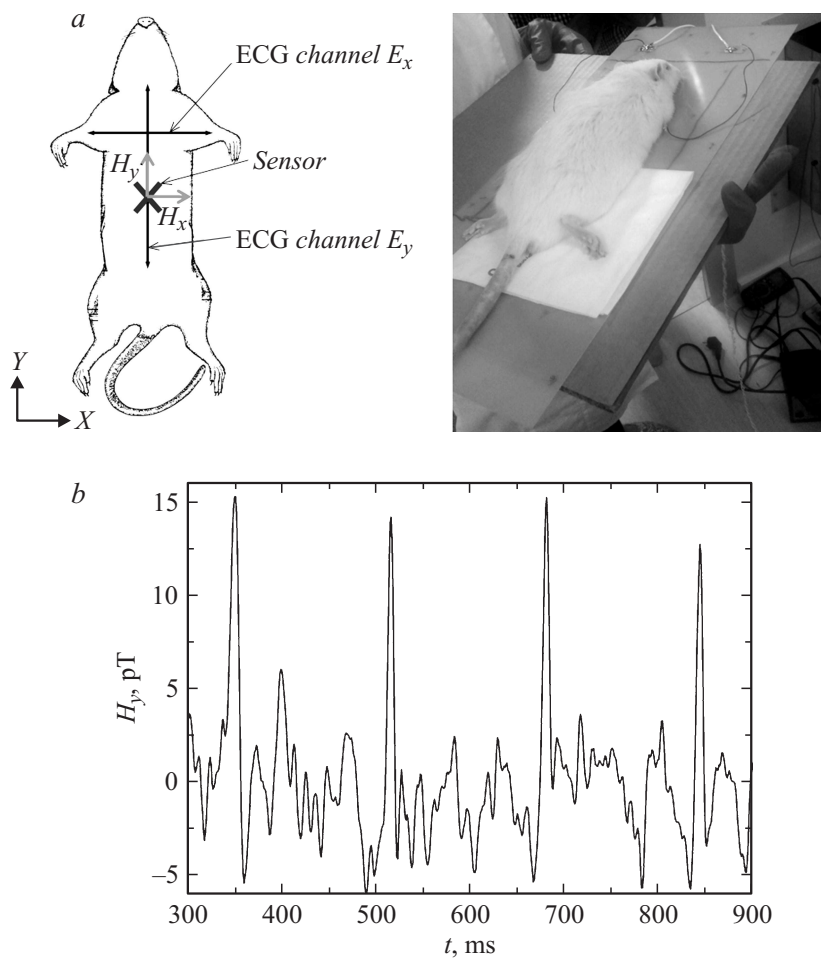


Рис. 2. *a* — схема и фотография подключения электродов ЭКГ. *b* — магнитокардиограмма крысы. Показана компонента магнитного поля H_y .

Экспериментально измеренный уровень шума составляет около 4 pT, что согласуется с приведенной выше оценкой на основании критерия Ван-дер-Зила. Уровень шумов может быть понижен на порядок величи-

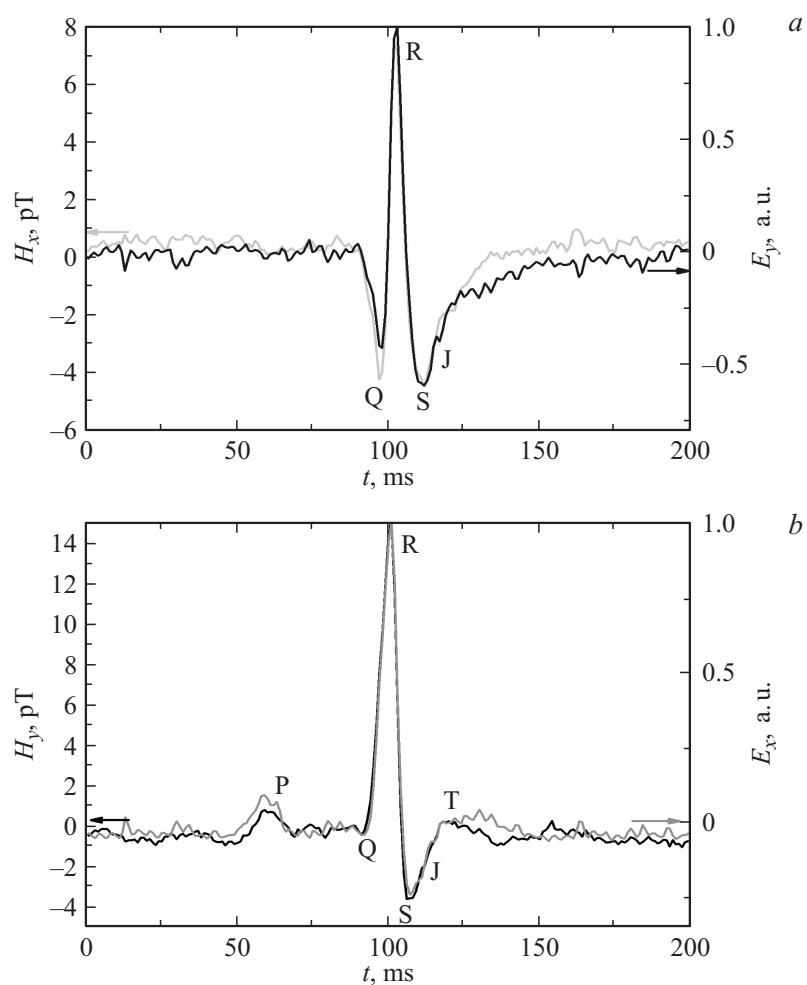


Рис. 3. МКГ здоровой крысы для двух компонент магнитного поля: H_x (a) и H_y (b). ЭКГ-сигнал E_x и E_y нормирован на величину МКГ и дан в относительных единицах. Для отведения E_x (H_y) хорошо разрешаются пики Р и Т, в то время как для отведения E_y (H_x) провал Q острее. На вставке (a) показан наблюдаемый сдвиг во времени между компонентами вектора магнитного поля.

ны за счет усреднения (рис. 3, *a*). Это дает возможность более детально изучить МКГ крысы. Наряду с комплексом QRS [17], хорошо различимы зубцы Р и Т (рис. 3). Сравнение сигналов МКГ и ЭКГ показывает практически полное совпадение временных зависимостей компоненты магнитного поля H_x с компонентой электрического поля E_y (рис. 3, *a*) и H_y с E_x (рис. 3, *b*), т.е. угол между векторами электрического и магнитного поля сердца здоровой крысы составляет ровно 90° . Это является известным фактом в кардиографии, предсказанным теоретически на основании различных моделей сердца и подтвержденным экспериментально [18].

Таким образом, в данной работе разработан новый тип магнитомодуляционного сенсора магнитного поля для измерения МКГ крыс без использования охлаждения чувствительного элемента. Сенсор основан на высококачественных монокристаллических пленках феррита-граната с многоступенчатым профилем краев. Он позволяет регистрировать МКГ крысы без усреднения сигнала с хорошим качеством. Величина R-пика составляет 10 рТ и заметно превосходит уровень шума. Измерения МКГ без усреднения позволяют выявить такие аномалии в работе сердца, как ишемия или гипертрофия миокарда, аритмогенная активность в определенных участках миокарда, прединфарктные состояния и др. Установлено почти полное сходство в генерации основных зубцов МКГ и ЭКГ здоровой крысы. Наилучшим образом в МКГ представлен соответствующий ЭКГ комплекс зубцов QRS, связанный с проведением возбуждения в желудочках сердца. Следует отметить, что в данной работе впервые измерены плоскостные компоненты магнитного поля сердца крысы.

Важным преимуществом разработанного сенсора магнитного поля является возможность измерений МКГ в непосредственной близости от грудной клетки (на расстоянии порядка 1 мм), что практически недоступно для СКВИД-магнетометров и МОНов.

Как следует из теоретического анализа [15], чувствительность сенсора магнитного поля может быть улучшена более чем на порядок (до $5\text{--}10\text{ фТ/Гц}^{1/2}$) за счет аппроксимации профиля края диска с помощью большего числа ступенек и за счет подбора состава пленки феррита-граната с меньшими магнитными потерями. Кроме того, переход от индукционного метода считывания к оптическому на базе магнитоплазмонных структур [19–22] может позволить достичь высокого пространственного разрешения порядка нескольких микрон. Это делает

сенсор очень перспективным для измерений слабых магнитных полей для магнитокардиографии и даже магнитоэнцефалографии человека и животных. Эксперимент проводился в соответствии с этическими нормами и международными правилами по работе с лабораторными животными.

Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда № 14-32-00010.

Список литературы

- [1] *Baule G., McFee R.* // *Am. Heart J.* 1963. N 66. P. 95–96.
- [2] *Титомир Л.И.* Электрический генератор сердца. М.: Наука, 1980.
- [3] *Введенский В.Л., Ожогин В.И.* Сверхчувствительная магнитометрия и биомагнетизм. М.: Наука, 1986.
- [4] *Полякова И.П.* // *Креативная кардиология.* 2011. № 2. С. 103–133.
- [5] *Kwong J.S.W.* et al. // *Int. J. Cardiol.* 2013. V. 167. N 5. P. 1835–1842.
- [6] *Robbes D.* // *Sens. Actuators, A: Phys.* 2006. V. 129. N 1. P. 86–93.
- [7] *Drung D.* et al. // *Appl. Supercond. IEEE Transactions on.* 2007. V. 17. N 2. P. 699–704.
- [8] *Lembke G.* et al. // *Biomed. Opt. Express.* 2014. V. 5. N 3. P. 876–881.
- [9] *Recent Application in Biometrics.* / Ed. by Jucheng Yang, Norman Poh. INTECH Open Access Publisher. 2011. P. 215–238.
- [10] *Uetake H.* et al. // *J. Magn. Soc. Jap.* 2014. V. 38. N 3-1. P. 83–86.
- [11] *Uchiyama T.* et al. // *Magnetics. IEEE Transactions on.* 2012. V. 48. N 11. P. 3833–3839.
- [12] *Yabukami S.* et al. // *J. Magn. Magn. Mater.* 2009. V. 321. N 7. P. 675–678.
- [13] *Vetoshko P.M.* et al. // *Sens. Actuators. A: Phys.* 2003. V. 106. N 1. P. 270–273.
- [14] *Prokopyov A.R.* et al. // *J. Alloys Comp.* 2016. V. 671. P. 403–407.
- [15] *Ветошко П.М.* и др. // *Письма в ЖТФ.* 2015. Т. 41. В. 9. С. 103–110.
- [16] *Van der Ziel A.* *Noise.* Publ. Prentice-Hall, 1954.
- [17] *Brisinda D., Caristo M.E., Fenici R.* // *Am. J. Physiol.-Heart Circ. Physiol.* 2006. V. 291. N 1. P. H368–H378.
- [18] *Cardiograms: Theory and applications.* / Ed. by Christa D.N. et al. Basel, S. Karger AG, 1979. P. 1–67.
- [19] *Belotelov V.I., Zvezdin A.K.* // *Phys. Rev. B.* 2012. V. 86. N 15. P. 155133.
- [20] *Khokhlov N.E.* et al. // *J. Physics, D: Appl. Phys.* 2015. V. 48. N 9. P. 095001.
- [21] *Belotelov V.I.* et al. // *Phys. Rev. B.* 2014. V. 89. N 4. P. 045118 (1–19).
- [22] *Звездин А.К., Котов В.А.* *Магнитооптика тонких пленок.* М.: Наука, 1988.