

Сверхчувствительный векторный магнитометр для картографических измерений в кардиографии

Аннотация

Продемонстрировано применение магнитометра на основе феррит-гранатовых пленок для магнитокардиографических измерений человека. Все измерения проведены без охлаждения сенсора (при комнатной температуре). При этом получена карта распределения трех ортогональных компонент вектора магнитного поля сердца.

Введение

Электромагнитные импульсы, генерируемые миокардом, являются источником информации о состоянии сердца и физиологических процессах, протекающих в нем. Электрические потенциалы регистрируются методом электрокардиографии (ЭКГ), в то время как параметры магнитного поля сердца человека оцениваются с помощью магнитокардиографии (МКГ). Электрические и магнитные данные могут давать разную информацию о токах в миокарде, поэтому ЭКГ и МКГ дополняют друг друга.

В последние годы возрастает интерес к МКГ как к методу, который более точно позволяет оценить некоторые состояния миокарда, поскольку обладает повышенной чувствительностью к слабым сигналам и отсутствием искажений, вызванных вариабельной электропроводностью кожи человека [1]-[6]. В результате различных заболеваний электрофизиологические параметры различных участков миокарда могут существенно изменяться. Эти изменения проявляются значительными отклонениями от нормы локальной плотности мембранных токов ионов и соответственно возрастанием электрической гетерогенности в отдельных участках миокарда. Изучение с помощью МКГ неоднородности возбуждения и восстановления миокарда имеет большое значение для диагностики, прогнозирования течения заболеваний и оценки эффективности лечения.

В настоящее время для регистрации МКГ существуют различные магнитометрические системы. Наиболее широко для этих задач используется весьма дорогая и крупногабаритная техника, основанная на СКВИД-магнитометрии, работающая при криогенных температурах [7]. Современные многоканальные СКВД-системы позволяют измерять пространственные распределения – карты МКГ, что является сейчас главным подходом в магнитокардиографических исследованиях [8]. В боль-

шинстве экспериментов по измерению МКГ на СКВИДах непосредственно измеряется компонента магнитного поля сердца, перпендикулярная плоскости грудной клетки (B_z), хотя существуют СВКИД-магнитометры, способные измерять все три компоненты вектора магнитного поля [9]-[11]. Для того чтобы избежать чрезмерной громоздкости датчика, компоненты B_x и B_y определяют с помощью косвенных методов, т. е. рассчитывают через градиент компоненты B_z в направлении x и y по специальной методике.

Еще одной весьма дорогой и громоздкой магнитометрической системой, подходящей для магнитокардиографических измерений, являются магнитометры с оптической накачкой (МОН). Такие магнитометры работают при комнатной температуре или в условиях небольшого нагрева [12]. Однако они не дают информации о направлении магнитного поля и для некоторых направлений магнитного поля имеют нулевые зоны.

С другой стороны, разрабатываются сравнительно дешевые и простые магнитомодуляционные твердотельные магнитометры [13]-[15], основанные либо на тонкопленочных структурах [14], либо на аморфных микроотверстиях [15]. Однако их чувствительность не позволяет измерять слабые сигналы миокарда, образуемые при некоторых патологических состояниях.

Ранее авторами настоящей работы был разработан новый тип высокочувствительного векторного магнитомодуляционного сенсора на базе эпитаксиальных пленок феррита-граната со ступенчатым профилем толщины [16], [17]. Сенсор работает при комнатной температуре, достигает уровня шума менее 100 фТл/Гц^{1/2} и позволяет измерять магнитокардиограммы на расстоянии около 1 мм от грудной клетки. Столь высокая чувствительность дает возможность измерять магнитные поля сердца крыс при комнатной температуре [18].

В рассматриваемой работе исследована возможность применения данного сенсора для магнитокардиографических ис-

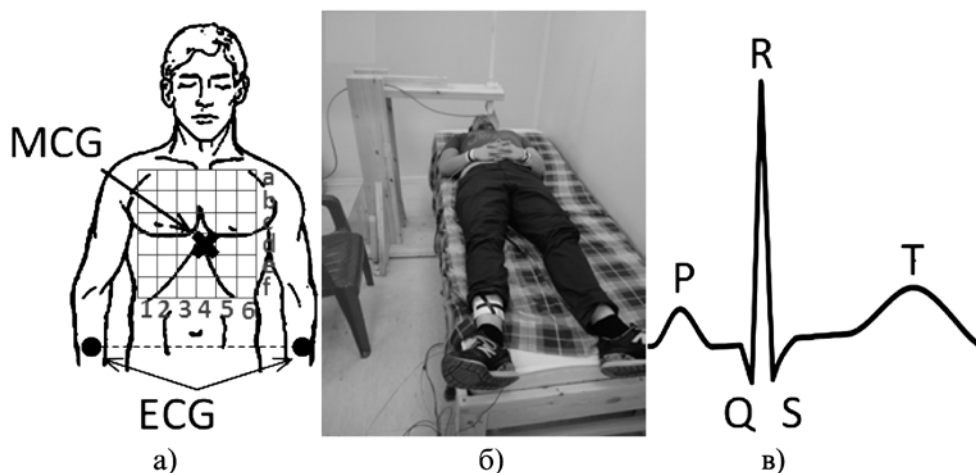


Рис. 1. Схема и сетка измерения МКГ человека (а), фотография процесса измерения (б) и вид ЭКГ здорового человека с обозначениями основных элементов (в)

следований человека. Зарегистрированы локальные магнитокардиосигналы, а также проведено МКГ-картографирование в результате прямых измерений и без каких-либо дополнительных расчетов.

Материалы и методы

Составление магнитокардиографических карт

Принцип действия данного сенсора основан на регистрации нарушения симметрии петли гистерезиса магнитного сердечника в присутствии внешнего измеряемого поля. Сенсорный элемент представляет собой пленку монокристалла феррита-граната, помещенную в электрические катушки, на которые подается гармонический сигнал [17].

Из уравнений Максвелла следует, что для того чтобы рассчитать распределение плотности тока в миокарде по создаваемому им распределению магнитного поля, в общем случае нужно знать производные по пространственным координатам от всех трех компонент магнитного поля. Таким образом, информация о тангенциальных компонентах необходима при составлении подробных двумерных карт распределений токов, позволяя получить более точное распределение токовых источников и использовать мультипольные подходы для описания деятельности сердца и выявления заболеваний, сложно диагностируемых с помощью ЭКГ: кардиомиопатии [19], ишемической болезни сердца [20] и др.

Техника измерения МКГ и ЭКГ

Разлиновка области измерения проводилась в соответствии с методикой, описанной в [8]. Была использована 36-позиционная система отведений для стандартизации МКГ-исследований (рис. 1а). Она состояла из 6 равностоящих столбцов и строк. Правый и левый края груди ограничивались прямыми, соединяющими середины ключиц и реберных дуг. Верхний край ограничивался линией, соединяющей середины ключиц. Нижний край ограничивался прямой, соединяющей середины реберных дуг так, чтобы мечевидный отросток находился между квадратами D3 и D4. В процессе измерения карты МКГ-сенсор поочередно располагали над каждой клеткой разметки. При этом в каждой точке измерения сенсор ориентировали в двух ортогональных плоскостях для того, чтобы зарегистрировать все три компоненты магнитного поля. Синхронно с МКГ снимали ЭКГ в одном отведении.

Для измерения МКГ разработан и изготовлен специальный деревянный штатив без металлических элементов с держателем из пластика, позволяющий измерять пациента в лежачем положении. Кушетка для размещения пациента также не со-

держит металлических элементов. Измерения проведены в магнитоэкранирующей комнате производства «Vacuumschmelze».

Результаты и обсуждение

Одним из основных достоинств разработанного нами сенсора является возможность прямого измерения всех трех компонент B_x , B_y и B_z вектора магнитного поля сердца. При этом одновременно измеряется одна из пар компонент магнитного поля: $B_x - B_y$, $B_x - B_z$ или $B_y - B_z$ в зависимости от того, в какой плоскости относительно грудной клетки находится магнитная пленка сенсорного элемента. Таким образом, две компоненты магнитного поля измеряются синхронно, а для измерения третьей компоненты необходимо изменить положение чувствительного элемента относительно грудной клетки. ЭДС-сигнал с катушек обмотки пленки, несущий информацию о магнитном поле, поступает на измерительную систему с определенным фазовым сдвигом, что позволяет независимо измерить зависимость от времени различных компонент магнитного поля [17].

На рис. 2-4 представлены основные результаты исследования: временной пик МКГ здорового человека в каждой из 36 точек измерения.

Сходство МКГ и стандартной ЭКГ позволило использовать для МКГ номенклатуру зубцов, интервалов и сегментов, применяемую в электрокардиографии (рис. 1с). В нашем исследовании наибольшие амплитуды МКГ регистрировались в следующих частях измерительной сетки: для B_x -компоненты (рис. 2) – квадраты С (3-5), D (4, 5), E (4, 5); для B_y -компоненты (рис. 3) – квадраты С (5, 6), D (5, 6), E (6); для B_z -компоненты (рис. 4) – квадраты С (4-6).

Положительные зубцы Р наиболее четко регистрировались преимущественно в средних и правых квадратах сетки: для B_x -компоненты – квадраты В (3, 5, 6), С (5, 6), D (6), F (6); для B_y -компоненты – квадраты В (3, 6), С (4), D (5, 6), E (3); для B_z -компоненты – квадраты А (6), В (3-6), С (3-6), D (5).

Отрицательные зубцы Р находили также в средних и правых прекардиальных отведениях: для B_x -компоненты – квадраты С (3), E (3, 6), F (3-5); для B_y -компоненты – квадраты D (4), E (5), F (6).

Максимальную амплитуду зубца Р регистрировали в квадратах С (5, 6) для B_x -компоненты и B_z -компоненты, С (4) и D (5, 6) для B_y -компоненты. Амплитуда зубца Р варьировала от 0,011 до 0,05 пТл. Двухфазные зубцы Р обнаруживали реже, в основном в 5-м и 6-м столбцах средних и нижних отведений.

Желудочковые комплексы МКГ имели положительные отклонения (типа qR, R, RS, qRS). Как правило, они отмечались в средних и нижних правых отведениях B_y -компоненты, а также в верхних и средних правых квадратах сетки B_z -компонен-

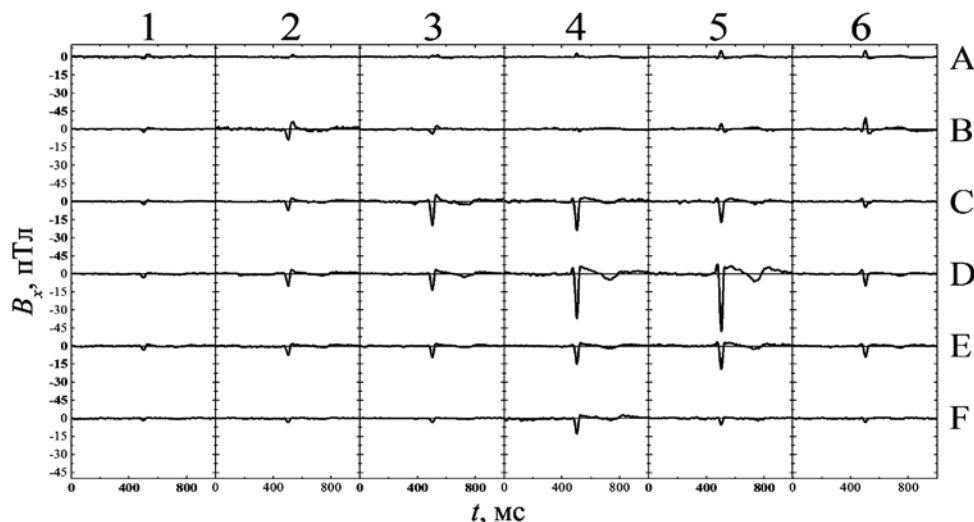


Рис. 2. Распределение B_x -компоненты магнитного поля сердца. Пределы значений по оси ординат: $-45...7,5$ пТл для каждого из 36 измерений, время 0...1000 мс

ты. Наибольшая амплитуда зубца R регистрировалась в точках С (5, 6) B_z -компоненты [(16,0 ± 0,9) пТл]. Отрицательные отклонения желудочкового комплекса QRS наблюдались практически во всех средних и нижних отведениях B_x -компоненты, в левых средних и нижних отведениях B_y -компоненты и в строках Е и F для B_z -компоненты.

Отрицательные зубцы Т были выявлены практически во всех отведениях B_x -компоненты за исключением А (1-6) и В (4-6), с амплитудой от -0,02 до -0,03 пТл. Для B_y -компоненты отрицательные зубцы Т регистрировались в левой средней и нижней частях сетки с амплитудой от -0,02 до -0,03 пТл. Для B_z -компоненты отрицательные зубцы Т были зафиксированы в нижних строках сетки (Е и F) с такой же амплитудой, что и для B_x - и B_y -компонент.

Положительные зубцы Т встречались в квадратах А (1-6) и В (4-6) B_x -компоненты с амплитудой от 0,01 до 0,015 пТл. Для B_y -компоненты положительные зубцы Т находились в правой средней и нижней частях сетки с амплитудой от 0,03 до 0,05 пТл. Для B_z -компоненты положительные зубцы Т были зарегистрированы в верхней и средней частях сетки с амплитудой от 0,02 до 0,03 пТл.

Максимальную амплитуду положительных зубцов Т обнаружили в отведениях D (5, 6) B_y -компоненты.

Многие авторы работ в области магнитокардиографии, изучающие амплитуды зубцов МКГ взрослого человека в норме, указывают на значительные колебания интенсивностей магнитных полей сердца [21]. Полученные в рассматриваемой работе данные показали, что они соответствуют данным литературы, посвященным морфологическим особенностям МКГ-кривой и ее составных элементов, регистрируемых у здорового человека [22], [23].

Выводы

Использование сенсора магнитного поля на базе пленок феррита-граната при магнитокардиографическом исследовании показало хорошую воспроизводимость и качество МКГ-кривой, зарегистрированной у здорового человека. Продемонстрирована высокая информативность метода, поскольку он позволяет картографировать все три компоненты магнитного поля сердца. Это очень перспективно для регистрации магнитокардиограмм пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

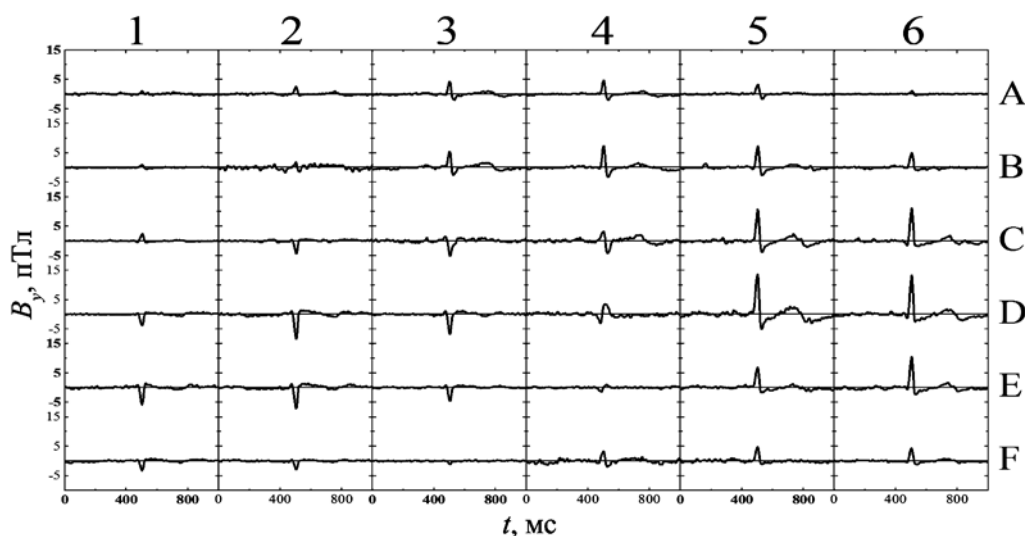


Рис. 3. Распределение B_y -компоненты магнитного поля сердца. Пределы значений по оси ординат: -5...15 пТл для каждого из 36 измерений, время 0...1000 мс

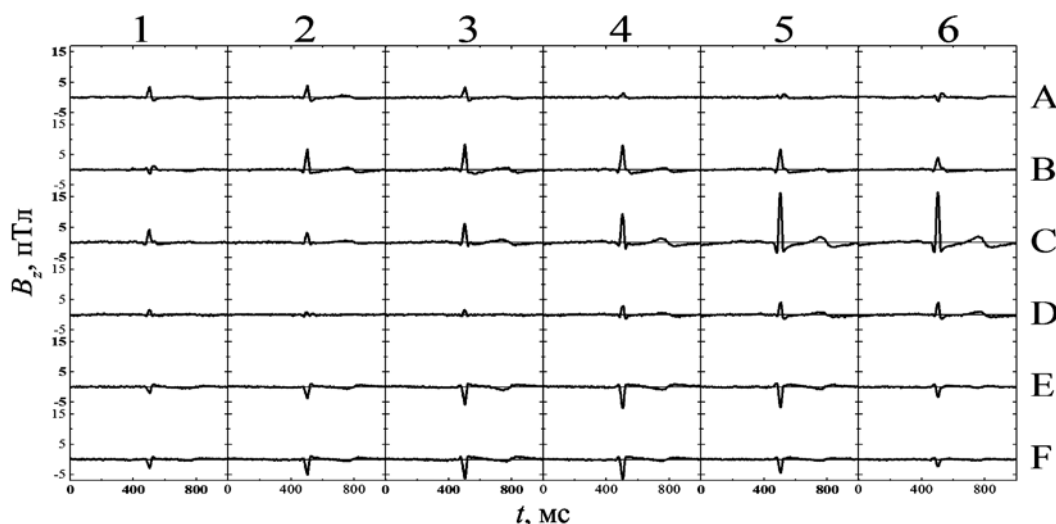


Рис. 4. Распределение B_z -компоненты магнитного поля сердца. Пределы значений по оси ординат: -5...15 пТл для каждого из 36 измерений, время 0...1000 мс

Список литературы:

1. *Fenici R., Brisinda D., Meloni A.M.* Clinical application of magnetocardiography // Expert review of molecular diagnostics. 2005. Vol. 5. № 3. PP. 291-313.
2. *Mäntynen V., Konttila T., Stenroos M.* Investigations of sensitivity and resolution of ECG and MCG in a realistically shaped thorax model // Physics in medicine and biology. 2014. Vol. 59. № 23. P. 7141.
3. *Park J.W. et al.* Validation of magnetocardiography versus fractional flow reserve for detection of coronary artery disease // Clinical hemorheology and microcirculation. 2015. Vol. 59. № 3. PP. 267-281.
4. *Li Y. et al.* Diagnostic outcomes of magnetocardiography in patients with coronary artery disease // International journal of clinical and experimental medicine. 2015. Vol. 8. № 2. P. 2441.
5. *Yoshida K. et al.* Ability of magnetocardiography to detect regional dominant frequencies of atrial fibrillation // Journal of arrhythmia. 2015. Vol. 31. № 6. PP. 345-351.
6. *Cuneo B.F. et al.* In utero diagnosis of long QT syndrome by magnetocardiography // Circulation. 2013. Vol. 128. № 20. PP. 2183-2191.
7. *Фалей М.И., Масленников Ю.В., Кошелев В.П.* Измерительные системы на ВТСП СКВИДах // Радиотехника. 2012. № 12. С. 5-26.
8. *Полякова И.П.* Магнитокардиография: историческая справка, современное состояние и перспективы клинического применения // Креативная кардиология. 2011. № 2. С. 103-133.
9. *Kotani M. et al.* A whole-head SQUID system for detecting vector components // Applied superconductivity. 1997. Vol. 5. № 7. PP. 399-403.
10. *Tsukada K. et al.* Multichannel SQUID system detecting tangential components of the cardiac magnetic field // Review of scientific instruments. 1995. Vol. 66. № 10. PP. 5085-5091.
11. *Tsukada K. et al.* A simplified superconducting quantum interference device system to analyze vector components of a cardiac magnetic field / Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE. – IEEE, 1998. PP. 524-527.
12. *Lembke G. et al.* Optical multichannel room temperature magnetic field imaging system for clinical application // Biomedical optics express. 2014. Vol. 5. № 3. PP. 876-881.
13. *Panina L.* Electromagnetic Sensor Technology for Biomedical Applications. Recent Application in Biometrics. – INTECH Open Access Publisher, 2011. PP. 215-238.
14. *Uetake H. et al.* Highly sensitive thin film sensor using coplanar line // Journal of the Magnetics Society of Japan. 2014. Vol. 38. № 3-1. PP. 83-86.
15. *Uchiyama T. et al.* Recent advances of pico-tesla resolution magneto-impedance sensor based on amorphous wire CMOS IC MI sensor // IEEE Transactions on Magnetics. 2012. Vol. 48. № 11. PP. 3833-3839.
16. *Ветошко П.М. и др.* Влияние профиля дискового магнитного элемента на поле насыщения и шум магнитомодуляционного сенсора магнитного поля // Письма в ЖТФ. 2015. Т. 41. № 9. С. 103-110.
17. *Ветошко П.М. и др.* Магнитомодуляционный сенсор магнитного поля на базе пленок феррита-граната для магнитокардиографических исследований // Письма в ЖТФ. 2016. Т. 42. № 16. С. 64-71.
18. *Ветошко П.М. и др.* Регистрация магнитокардиограмм крыс с помощью сенсора магнитного поля на основе феррит-гранатовых пленок // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 15-18.
19. *Shiono J. et al.* Detection of repolarization abnormalities in patients with cardiomyopathy using current vector mapping technique on magnetocardiogram // The international journal of cardiovascular imaging. 2003. Vol. 19. № 2. PP. 163-170.
20. *Sato M. et al.* Detection of myocardial ischemia by magnetocardiogram using 64-channel SQUID system / Proceedings of 12th International Conference on Biomagnetism, Helsinki Univ. of Technology, Espoo, Finland. 2001. PP. 523-526.
21. *Холодов Ю.А., Козлов А.Н., Горбач А.М.* Магнитные поля биологических объектов. – М.: Наука, 1987.
22. *Chen J. et al.* Age and sex dependent variations in the normal magnetocardiogram compared with changes associated with ischemia // Annals of biomedical engineering. 2004. Vol. 32. № 8. PP. 1088-1099.
23. *Kandori A. et al.* Standard template of adult magnetocardiogram // Annals of Noninvasive Electrocardiology. 2008. Vol. 13. № 4. PP. 391-400.

*Николай Александрович Гусев,
ассистент руководителя проекта,
научный сотрудник,
Российский квантовый центр,
Петр Михайлович Ветошко,
руководитель проекта,
Российский квантовый центр,
Институт радиотехники и электроники
им. В.А. Котельникова РАН,
Алексей Николаевич Кузьмичев,
мл. научный сотрудник, аспирант,
Российский квантовый центр,
Московский физико-технический институт,
Дарья Александровна Чепурнова,
мл. научный сотрудник,
Елена Виленовна Самойлова,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
Российский кардиологический научно-
производственный комплекс Минздрава России,
Анатолий Константинович Звездин,
д-р физ.-мат. наук, гл. научный сотрудник,
Российский квантовый центр,
Институт общей физики им А.М. Прохорова РАН,
Александра Алексеевна Коротаява,
д-р биолог. наук, зав. лабораторией,
Российский кардиологический научно-
производственный комплекс Минздрава России,
Владимир Игоревич Белотелов,
д-р физ.-мат. наук, доцент, зав. отделом,
Российский квантовый центр,
Московский государственный университет
им. М.В. Ломоносова, физический факультет,
г. Москва,
e-mail: nagusew@gmail.com*

* * * * *