

УДК 537.8.74

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ МАГНИТОКАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ГЕКСАГОНАЛЬНОЙ РЕШЕТКИ

¹⁾А.Ю. Костев, ²⁾А.Ю. Бутрым, ³⁾С.Н. Шульга

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина, пл. Свободы 4, 61077

e-mail: ¹⁾ka-ua@ukr.net; ²⁾AButrym@ya.ru; ³⁾SergeyShulga@ya.ru

Поступила в редакцию 23 ноября 2009

У статті було досліджено гексагональну ґратку з градіометричних сенсорів магнітного поля. Метою роботи було визначення оптимальних значень параметрів ґратки та градіометрів, що забезпечують найбільшу чутливість вимірювальної системи з точки зору визначення положення точкового дипольного джерела магнітного поля у заданій області простору. Цими параметрами є відстань між двома суміжними градіометрами у ґратці (база решітки) та відстань між двома котушками одного градіометра (база градіометра). Отримані результати дозволили сформулювати низку рекомендацій щодо розробки магнітокардіографічної системи.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: магнітокардіографія, градіометр, токовий диполь, чутливість, гесіан.

В статье исследована гексагональная решетка из градиометрических датчиков магнитного поля. Целью работы было нахождение оптимальных значений параметров решетки и градиометров, которые бы обеспечили наибольшую чувствительность измерительной системы с точки зрения определения положения точечного дипольного источника магнитного поля в заданной области пространства. Этими параметрами являются расстояние между двумя смежными градиометрами в решетке (база решетки) и расстояние между двумя катушками одного градиометра (база градиометра). Полученные результаты позволили сформулировать ряд рекомендаций для разработки магнитокardiографической системы.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: магнитокardiография, градиометр, токовый диполь, чувствительность, гессиан.

The article considers hexagonal grid of gradiometer sensors of magnetic field. The aim of the study is to determine the optimal parameters of the grid and the gradiometers in order to obtain maximum sensitivity of the measuring system in terms of location of a pointwise dipole source of magnetic field in some spatial region. These parameters are the distance between adjacent gradiometers in the grid (base of the grid) and the distance between two coils within gradiometer (base of the gradiometer). The obtained results allowed us to formulate some recommendations regarding design of such magnetocardiographic measuring system.

KEY WORDS: magnetocardiography, gradiometer, current dipole, sensitivity, Hessian.

Создание магнитометрических приборов на основе SQUID-градиометров (сверхпроводящих квантовых интерферометрических датчиков), обладающих уникальной чувствительностью, стало основой разработки магнитометрических систем, которые способны измерять сверхслабые поля от биологических объектов [1-2]. На основе таких датчиков созданы системы для измерения магнитных полей сердца, мозга, мышц глаза, гладкой мускулатуры кишечника. В таких системах измеряются пространственные распределения магнитного поля с помощью решетки из нескольких датчиков, по результатам измерений решается обратная задача с целью определения параметров электрических токов в биологических объектах, которые создают измеряемое поле. В большинстве случаев при моделировании электрической активности сердца или мозга ограничиваются моделью одного или нескольких токовых диполей. При этом к измерительной системе предъявляются требования по обеспечению наибольшей чувствительности к определению пространственного положения и ориентации дипольного источника магнитного поля [3]. Требования к чувствительности таких систем формируются на основе используемого математического аппарата решения обратной задачи [4-8].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Магнитокardiографическая (МКГ) система обычно строится из нескольких датчиков магнитного поля, расположенных в одной плоскости в виде прямоугольной или гексагональной решетки [2-3]. В этой статье рассмотрена плоская гексагональная решетка (см. рис. 1), параметром которой является расстояние между датчиками, расположенными в вершинах равносторонних треугольников (база решетки). В качестве датчиков обычно используются градиометры, измеряющие разность какой-то компоненты магнитного поля в двух разнесенных точках. Это позволяет устранить влияние на измерения однородного фонового поля (геомагнитного) и промышленного шума. В исследовании рассмотрен

градиометр, измеряющий разность компоненты B_x в точках, разнесенных вдоль z (см. рис. 1). Расстояние, на которое разнесены измерительные катушки, является параметром градиометра (базой).

В качестве источника магнитного поля, который наиболее адекватно описывает электрическую активность биологических объектов (сердца, мозга, мышц), обычно используют токовый диполь [1-3]. Он создает магнитное поле, описываемое следующей формулой (\vec{Q} — дипольный момент, \vec{r}_Q — положение) [2]

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{\vec{R} \times \vec{Q}}{R^3}, \quad \vec{R} = \vec{r} - \vec{r}_Q. \quad (1)$$

По результатам измерений распределения магнитного поля решеткой датчиков можно решать обратную задачу с целью определения положения и вектора токового диполя, создавшего поле. При этом качество решения обратной задачи (величина доверительных интервалов восстанавливаемых параметров) зависит от используемой решетки и датчиков. При построении МКГ системы важно заранее моделированием определить оптимальные значения параметров решетки и градиометра, которые бы обеспечили наилучшие эксплуатационные характеристики системы, что и является целью нашей работы.

Источник магнитного поля в рассматриваемой задаче ищется в области сердца, предположительно занимающей объем радиусом 5 см, центр которого отстоит на 15 см от нижнего края измерительной решетки.

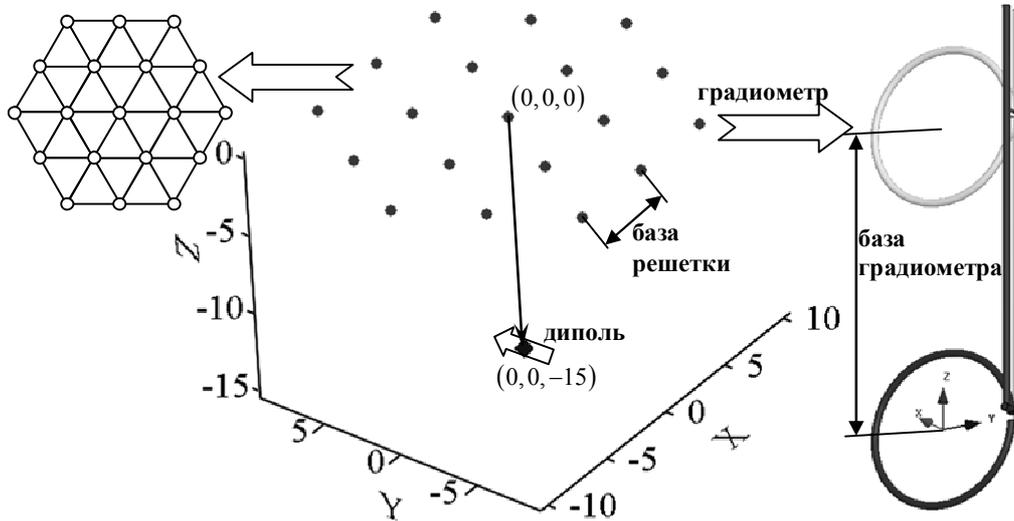


Рис. 1. Геометрия задачи. Структура гексагональной измерительной решетки и градиометра, измеряющего dB_x/dz .

МЕТОД РАСЧЕТА

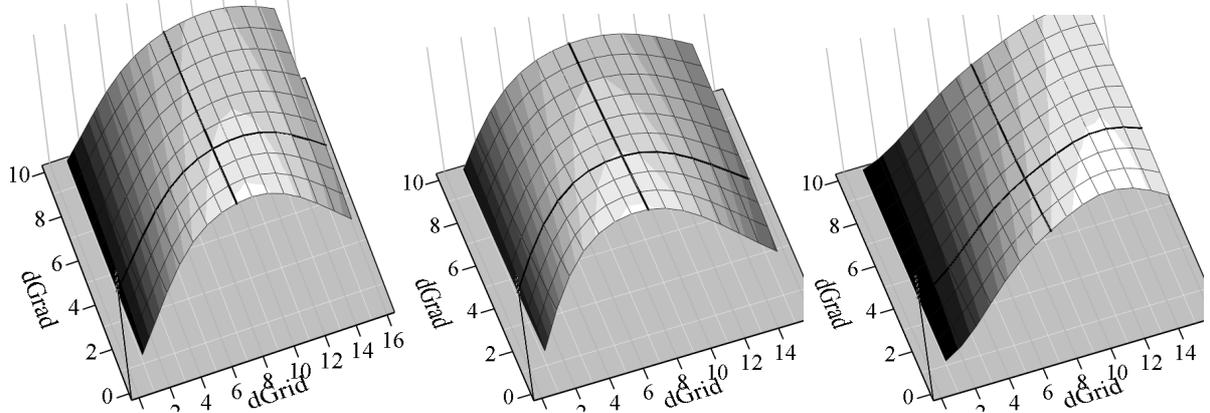
При решении обратной задачи минимизируется величина квадратичной невязки между измеренным N -мерным вектором сигналов на N градиометрах и расчетным сигналом от модельного диполя. Параметры модельного диполя, минимизирующие невязку, считаются оценкой параметров реального диполя. Чувствительность системы определяется скоростью изменения невязки при увеличении смещения модельного диполя относительно реального [3,6]. Пусть $\vec{f}(\vec{r}) = f_i$ — измеренный решеткой сигнал от реального диполя в точке \vec{r} , при смещении модельного диполя на вектор $\delta\vec{r}$ модельный сигнал будет $\vec{f}(\vec{r} + \delta\vec{r})$, величина квадратичной невязки, которая рассчитывается для нормированных сигналов:

$$\chi^2(\vec{r}, \delta\vec{r}) = \left| \frac{\vec{f}(\vec{r})}{|\vec{f}(\vec{r})|} - \frac{\vec{f}(\vec{r} + \delta\vec{r})}{|\vec{f}(\vec{r} + \delta\vec{r})|} \right|^2, \quad (2)$$

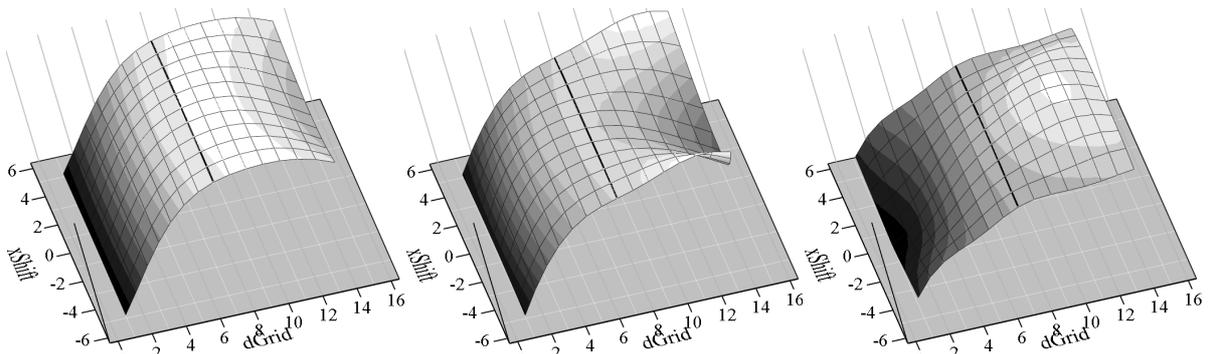
является квадратичной функцией $\delta\vec{r}$. Чем больше ее вторые производные по компонентам смещения, тем сильнее изменяется невязка при смещении модельного диполя относительно измеряемого диполя и тем выше чувствительность системы. Например, величину $\sqrt{\partial^2 \chi^2(\vec{r}, \delta\vec{r}) / \partial (\delta r_x)^2}$, имеющую размерность [1/м], будем называть чувствительностью системы в точке \vec{r} к смещению диполя вдоль x . Кроме того, имеет смысл ввести интегральную чувствительность, которая будет характеризовать усредненную по направлениям смещения чувствительность [3]. Для этого вычислим матрицу вторых производных (гессиан) $H_{i,j} = \partial^2 \chi^2(\vec{r}, \delta\vec{r}) / \partial \delta r_i \partial \delta r_j$ (см. [9]) и найдем ее собственные значения $\lambda_{1,2,3}$, которые описывают чувствительности вдоль главных осей гессиана. Их среднее геометрическое будет описывать «интегральную чувствительность», которая инвариантна относительно выбора направления осей системы координат [3,6]. Эта величина, имеющая размерность [1/м], определяется формулой [3]:

$$S = \sqrt[3]{\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3} \quad (3)$$

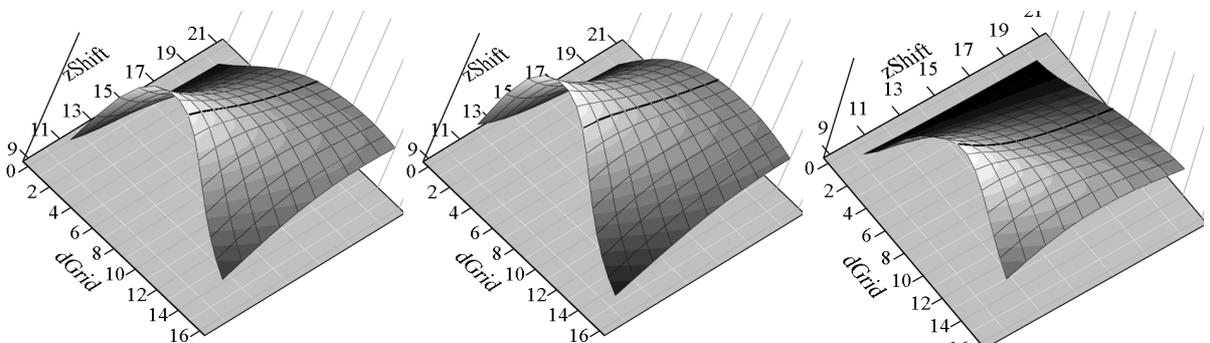
Чувствительность зависит от параметров измерительной решетки и градиометра. При одинаковых шумовых условиях измерительная система с большей чувствительностью сможет восстановить параметры модельного диполя с меньшими доверительными интервалами, т.е. точнее.



а) интегральная чувствительность б) чувствительность к x-координате в) чувствительность к z-координате
Рис. 2. Зависимость чувствительности к положению диполя от базы решетки и базы градиометра (координаты у-ориентированного диполя (0,0,-15)).



а) интегральная чувствительность б) чувствительность к x-координате в) чувствительность к z-координате
Рис. 3. Зависимость чувствительности к положению диполя для разного смещения от центра решетки и разной базы решетки при базе градиометра 4 см (координаты у-ориентированного диполя (xShift, 0,-15))



а) интегральная чувствительность б) чувствительность к x-координате в) чувствительность к z-координате
Рис. 4. Зависимость чувствительности к положению диполя для разной глубины залегания и разной базы решетки при базе градиометра 4 см (координаты у-ориентированного диполя (0, 0, -zShift))

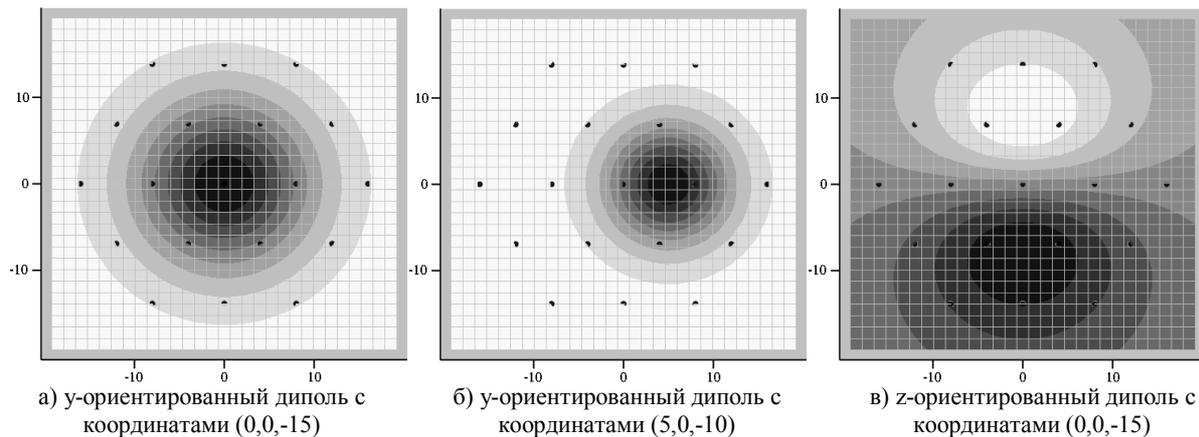


Рис. 5. Распределение показаний $\partial B_x / \partial z$ -градиометра (база 4 см) в плоскости измерительной решетки (база 8 см)

АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для определения оптимальных параметров измерительной системы были проведены численные расчеты интегральной чувствительности и чувствительности к x - и z -смещениям диполя, расположенного в центре предполагаемой области сердца (координаты $(0, 0, -15)$) для различных значений базы решетки ($dGrid$) и базы градиометра ($dGrad$). Результаты представлены на рис. 2. Жирными линиями выделены сечения графика для $dGrid = 8$ см и $dGrad = 4$ см. Далее были рассчитаны чувствительности при $dGrad = 4$ см для диполя, смещенного в пределах области сердца вдоль x (в плоскости решетки) — рис. 3, и вдоль z (перпендикулярно к решетке) — рис. 4. На рис. 5 представлены пространственные распределения показаний градиометра в плоскости решетки при $dGrid = 8$ см и $dGrad = 4$ см для нескольких положений и ориентаций диполя.

На рис. 3 виден четко выраженный максимум по параметру $dGrid$. Это объясняется тем, что, с одной стороны, чтобы получить большую амплитуду сигнала (и, соответственно, большее изменение при смещении диполя), датчики должны быть концентрированы как можно ближе к источнику поля (что достигается при минимальном $dGrid$); но чем ближе друг к другу находятся датчики, тем меньше вариация поля в пределах решетки, что с учетом нормировки на амплитуду приводит к малому изменению структуры поля при смещениях диполя. С другой стороны, для редкой решетки ($dGrid$ максимально) на крайних датчиках, где изменение структуры поля наиболее существенно, измеряется слишком слабый сигнал по сравнению с центральными датчиками, что в итоге снижает чувствительность. Итак, из анализа результатов расчетов, представленных на рис. 3, можно сделать следующие выводы:

- для каждого конкретного значения базы градиометра имеется соответствующее ему оптимальное значение базы решетки; это оптимальное значение увеличивается с увеличением базы градиометра;
- зависимость чувствительности от базы решетки гораздо сильнее, чем от базы градиометра;
- с увеличением базы градиометра при любых значениях базы решетки чувствительность монотонно убывает со слабым наклоном.
- чувствительность к смещению диполя в поперечной плоскости в 1,5-2 раза выше, чем к смещению диполя вглубь.

Таким образом, оптимальной являлась бы минимальная возможная база градиометра. Но если катушки (см. рис. 1) находятся слишком близко друг к другу, то разностный сигнал градиометра оказывается малым за счет вычитания близких величин. Если же слишком далеко разнести ближнюю и дальнюю катушки, то сигнал градиометра будет определяться в основном только сигналом ближней катушки. При базе градиометра порядка 4 см чувствительность (в соответствии с рис. 2) снижается не существенно, а уровень сигнала оказывается достаточно высоким по сравнению с использованием меньшей базы. Поэтому в дальнейших расчетах в качестве оптимальной базы градиометра используем величину $dGrad = 4$ см.

Для выбранной оптимальной базы градиометра оптимальная база решетки оказывается различной для разной чувствительности: в терминах интегральной чувствительности оптимальной будет база решетки около 10 см, для x -чувствительности — 8 см, и для z -чувствительности — 11,5 см. В прикладных задачах более важно определить именно поперечную координату диполя, поэтому рекомендуется в качестве оптимальной базы решетки взять $dGrid = 8$ см.

В результате анализа изменения чувствительности при смещении диполя из центрального положения (рис. 3-4) можно сделать следующие выводы:

- при базе решетки $d_{Grid} = 8$ см чувствительность очень слабо изменяется при смещениях диполя от центра в пределах 5 см;
- при больших значениях базы решетки наблюдается снижение чувствительности к x -координате при близких к центру положениях диполя, что обусловлено малым размером «засвечиваемого» пятна на решетке (см. рис. 5);
- база решетки $d_{Grid} = 8$ см оказывается «компромиссной» между обеспечением оптимальной чувствительности по x и по z на разных глубинах залегания диполя (см. рис. 4).

Наконец, анализ структуры измеряемого поля (рис. 5) при рекомендованных оптимальных параметрах измерительной решетки $d_{Grid} = 8$ см и $d_{Grad} = 4$ см показывает, что такой выбор обеспечивает наиболее эффективное использование всей площади решетки для измерения существенных изменений поля при варьировании ориентации и положения диполя в пределах ожидаемой области источников (сердца).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Matti Hämläinen, Riitta Hari, and others. Magnetoencephalography — theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. – Rev. Mod. Phys., Vol. 65, No. 2. – 1993.
2. Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey. “Bioelectromagnetism — Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields,” Oxford University Press, New York, 1995.
3. Бутрым А.Ю., Дурнева Ю.В., Шульга С.Н. Сравнение характеристик чувствительности датчиков магнитного поля на основе программно реализуемых градиометров разного порядка для магнитокардиографических измерений // Радиофизика и радиоастрономия, Том 12, № 4, декабрь 2007, С. 433-444.
4. Дурнева Ю. В., Бутрым А. Ю., Шульга С. Н. Сравнение двух методов локализации источника магнитного поля в задачах магнитокардиологии // Радиофизика и радиоастрономия. – 2006. – Том 11, № 4. – С. 397-404.
5. О. В. Багацька, О. Ю. Бутрым, Ю. В. Дурнева, С. М. Шульга. Новий метод локалізації джерела магнітного поля в задачах магнітокардіографії // Вісник Київського університету. Серія: фізико-математичні науки. – 2007. – Вип. 1. – С. 212-217.
6. Bagatskaya O., Butrym A., Durneva Yu., Shulga S. One-dipole inverse problem of magnetostatics for reconstruction of heart-torso electric activity from magnetocardiography measurements // Вісник Харківського національного університету імені В.Н. Каразіна, № 756 – “Радіофізика та електроніка”. – 2007. – Вип. 11. – С. 47-50.
7. Ю. В. Дурнева, А. Ю. Бутрым, С. Н. Шульга. Пространственная фильтрация шумов в магнитокардиографических измерениях // Радиотехника и электроника. – Т.54. №11 – 2009. – С. 1362-1368.
8. Ю. В. Дурнева, А. Ю. Бутрым, С. Н. Шульга. Использование модели нескольких диполей в свободном пространстве для первичной обработки результатов магнитокардиографических измерений // Радиотехника и электроника. – Том 53, № 11. – Ноябрь 2008. – С. 1420-1425.
9. W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, B. P. Flannery. Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing. Cambridge University Press. 1992.