

УДК 621.317.4

ПРОСТРАНСТВЕННО-СПЕКТРАЛЬНОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ КАК ЭТАЛОННЫЙ МЕТОД СОПОСТАВЛЕНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ В МАГНИТОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

© С. В. Моторин^{1,2}, Н. В. Гольшев¹, Д. Н. Гольшев¹

¹Сибирский государственный университет водного транспорта,
630099, г. Новосибирск, ул. Щетинкина, 33

²Новосибирский государственный технический университет,
630073, г. Новосибирск, просп. К. Маркса, 20
E-mail: s.motorin@nsawt.ru

В биомагнитных (магнитокардиографических) исследованиях можно выделить две проблемы: во-первых, сложность сопоставления результатов разных экспериментаторов из-за отсутствия стандартизированных требований к аппаратуре (всё ещё проходит процесс исследований); во-вторых, отсутствие чётко обозначенной методики обработки, в частности определения местоположения ложного (например, постинфарктного) диполя, маскированного основным токовым диполем сердца. Рассмотрены вопросы вывода и анализа преобразования результатов биомагнитных исследований, полученных на одной структуре входного сверхпроводникового преобразователя в другую на основе пространственно-частотных преобразований. Данный метод работает как электронная лупа.

Ключевые слова: пространственно-спектральное преобразование, входной сверхпроводниковый преобразователь, эталон, метод, биомагнитные исследования, сопоставление.

DOI: 10.15372/AUT20250305

EDN: KLJLKQ

Введение. Ранее в [1, 2] мы подробно обсуждали проблему создания эталонной базы для сопоставления результатов биомагнитных исследований, например некоего атласа. Проблема сопоставления результатов связана с использованием разнообразных по своей конструкции входных сверхпроводниковых преобразователей (ВСП). В частности, в [3, 4] проанализированы данные о системах разных производителей. Отметим, что диагностические критерии имеют локальный характер и не применимы для других систем. Отсутствуют стандартизированные требования к аппаратуре, общая методика сопоставления результатов и эталонная плоскость построения изомагнитной карты магнитокардиографических (МКГ) исследований. Необходим анализ требований к ВСП для клинического применения с учётом его фильтрующих свойств по отношению к источнику магнитного поля [3].

Использование в магнитокардиографических исследованиях пространственно-спектрального подхода обсуждалось ранее в ряде работ [5–7]. Однако выражения для пространственных передаточных $2D$ -функций эквивалентного токового диполя (equivalent current dipole — ECD) и ВСП произвольной структуры так и не были получены. Последнее не позволило решить поставленную задачу. В то же время в работах [8, 9] отмечается, что:

- в настоящее время отсутствуют единые стандарты для магнитокардиографии;
- модели диполя, выбранные для локализации патологических зон, несовершенны.

На базе предложенного нами единого пространственно-спектрального преобразования для анализа как источника магнитного поля [1], так и входного сверхпроводникового преобразователя [2] можно осуществить преобразование результатов на любую структуру

ВСП. Разработка такого метода в данной работе позволит создать основу для выработки образцовых диагностических критериев, а следовательно, устранить зависимость результатов от анатомического строения тела человека и конструктивных особенностей ВСП.

Метод решения. В основе предлагаемого метода пересчёта результатов данных МКГ-исследований лежит тот факт, что сигнал на выходе ВСП «другой» структуры в спектральной области $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ (в соответствии с параметрами которой необходимо пересчитать результаты измерений) можно получить с помощью сигнала на выходе ВСП «своей» структуры в спектральной области $\Phi_1(\omega_x, \omega_y, z)$ в процессе измерения.

Из проведённого в [2] анализа следует, что сигнал на выходе ВСП «своей» структуры в пространственно-спектральной области можно представить как

$$\Phi_1(\omega_x, \omega_y, z) = B(\omega_x, \omega_y, z)W_1(\omega_x, \omega_y), \quad (1)$$

где $B(\omega_x, \omega_y, z)$ — пространственно-спектральная плотность проекции на ось z источника магнитного поля, создаваемого сердцем человека; z — расстояние от поверхности грудной клетки до ВСП «своей» структуры; $W_1(\omega_x, \omega_y)$ — пространственная передаточная функция ВСП «своей» структуры.

При воздействии того же источника магнитного поля на ВСП «другой» структуры аналогично можно записать:

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z) = B(\omega_x, \omega_y, z)W_2(\omega_x, \omega_y), \quad (2)$$

где $W_2(\omega_x, \omega_y)$ — пространственная передаточная функция ВСП «другой» структуры.

Тогда выражение для пересчёта МКГ-данных от ВСП «своей» структуры к виду ВСП «другой» структуры имеет вид

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z) = \frac{W_2(\omega_x, \omega_y)}{W_1(\omega_x, \omega_y)} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z). \quad (3)$$

Решаемая задача является некорректной, поэтому для получения устойчивого решения в выражение (3) введён стабилизирующий функционал порядка p с параметрами λ и C [10]:

$$K(\omega_x, \omega_y, \lambda, p, C) = \frac{|W_1(\omega_x, \omega_y)|^2}{|W_1(\omega_x, \omega_y)|^2 + \lambda(\omega_x^2 + \omega_y^2)^p + C}. \quad (4)$$

С учётом (4) выражение (3) примет вид

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z) = \frac{\bar{W}_1(\omega_x, \omega_y)W_2(\omega_x, \omega_y)}{|W_1(\omega_x, \omega_y)|^2 + \lambda(\omega_x^2 + \omega_y^2)^p + C} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z). \quad (5)$$

При получении выражения (3) предполагалось, что ВСП «своей» и «другой» структур находятся на одинаковом расстоянии от поверхности грудной клетки пациента. Для учёта различий в значениях z при пересчёте МКГ-данных необходимо определить закон изменения $B(\omega_x, \omega_y, z)$ вдоль оси z . В [1] показано, что для закона изменения $B(\omega_x, \omega_y, z)$ вдоль оси z обоснованным является предположение о том, что магнитное поле сердца создаётся совокупностью пространственно-распределённых токовых диполей (ТД). Установленная в [1] зависимость пространственно-спектральной $2D$ -плотности проекции на ось z источника магнитного поля, создаваемого совокупностью ТД, даёт возможность выразить $B(\omega_x, \omega_y, z_2)$ через $B(\omega_x, \omega_y, z_1)$ в виде

$$B(\omega_x, \omega_y, z_2) = B(\omega_x, \omega_y, z_1)e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \quad (6)$$

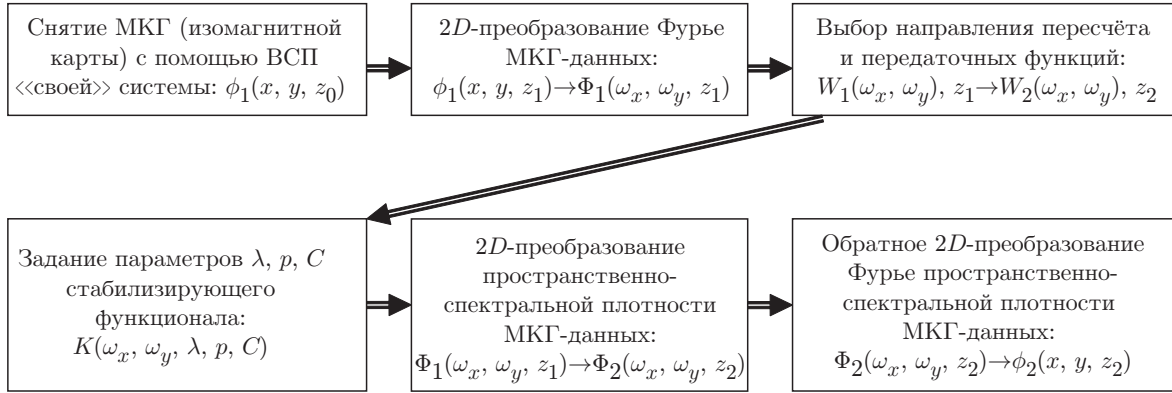


Рис. 1. Алгоритм пересчёта МКГ-данных на произвольную структуру ВСП

где z_1, z_2 — расстояние от поверхности грудной клетки до ВСП «своей» и «другой» структур соответственно. Тогда с учётом различий в значениях z выражение для пересчёта данных от ВСП «своей» структуры к виду ВСП «другой» структуры запишем как

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z) = \frac{W_2(\omega_x, \omega_y)}{W_1(\omega_x, \omega_y)} e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z). \quad (7)$$

Откуда окончательно выражение (5) примет вид

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2) = \frac{\bar{W}_1(\omega_x, \omega_y) W_2(\omega_x, \omega_y)}{|W_1(\omega_x, \omega_y)|^2 + \lambda(\omega_x^2 + \omega_y^2)^p + C} e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z_1). \quad (8)$$

На основе полученных выражений предложен алгоритм пересчёта МКГ-данных на произвольную структуру ВСП (рис. 1). Передаточные функции ВСП «своей» и «другой» структур для пересчёта результатов МКГ-исследований и построения новой изомагнитной карты приведены в таблице.

В настоящее время существуют и другие методы пересчёта МКГ-данных. Так, известен метод [11], который позволяет осуществлять пересчёт данных только тогда, когда в качестве ВСП «своей» структуры используется градиентометр, а в качестве ВСП «другой» структуры — магнитометр, что в отличие от предлагаемого метода ограничивает его применение в МКГ-исследованиях и требует проведения дополнительных трудоёмких измерений МКГ-данных. Кроме того, здесь не учитывается пространственное распределение магнитного поля в пределах приёмных контуров ВСП, что снижает достоверность получаемых результатов.

В предлагаемом методе удаётся отказаться от выбора и поиска параметров модели сердца [12, 13]. При определении параметров принятой модели сердца, как правило, возникают проблемы слабой обусловленности, численной неустойчивости и недоопределённости решаемой системы уравнений [13]. Последнее приводит к значительным погрешностям при пересчёте амплитуд зубцов кардиосигнала и нарушению электрофизиологического смысла при морфологическом анализе.

Результаты исследований.

Анализ приведения магнитометрических данных к магнитометрическому виду с другими параметрами.

1. Полагаем, что $z_1 = z_2$, $R_1 \neq R_2$. В этом случае выражение (8) возвращается к виду (5). Из проведённого в [2] анализа следует, что амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) магнитометра в пространственно-спектральной области соответствует фильтру низких частот (ФНЧ).

Таблица

Передаточные функции ВСП «своей» и «другой» структур

№	Направление пересчёта	$W_1(\omega_x, \omega_y)$	$W_2(\omega_x, \omega_y)$
1	Приведение магнитометрических данных (S_1) к магнитометрическому виду с другими параметрами (S_2)	$\begin{cases} S_1, \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_1 \frac{J_1(R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$	$\begin{cases} S_2, \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_2 \frac{J_1(R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$
2	Приведение магнитометрических данных (S_1) к градиентометрическому виду ($K, base_2, S_2, a2_i$)	$\begin{cases} S_1, \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_1 \frac{J_1(R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$	$\begin{cases} S_2 \sum_{i=0}^{K-1} a2_i e^{-(i \cdot base_2) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \\ \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_2 \frac{J_1(R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \times \\ \times \sum_{i=0}^{K-1} a2_i e^{-(i \cdot base_2) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$
3	Приведение градиентометрических данных ($N, base_1, S_1, a1_i$) к магнитометрическому виду (S_2)	$\begin{cases} S_1 \sum_{i=0}^{N-1} a1_i e^{-(i \cdot base_1) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \\ \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_1 \frac{J_1(R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \times \\ \times \sum_{i=0}^{N-1} a1_i e^{-(i \cdot base_1) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$	$\begin{cases} S_2, \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_2 \frac{J_1(R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$
4	Приведение градиентометрических данных ($N, base_1, S_1, a1_i$) к градиентометрическому виду с другими параметрами ($K, base_2, S_2, a2_i$)	$\begin{cases} S_1 \sum_{i=0}^{N-1} a1_i e^{-(i \cdot base_1) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \\ \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_1 \frac{J_1(R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_1 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \times \\ \times \sum_{i=0}^{N-1} a1_i e^{-(i \cdot base_1) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$	$\begin{cases} S_2 \sum_{i=0}^{K-1} a2_i e^{-(i \cdot base_2) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \\ \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S_2 \frac{J_1(R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R_2 \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \times \\ \times \sum_{i=0}^{K-1} a2_i e^{-(i \cdot base_2) \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \end{cases}$

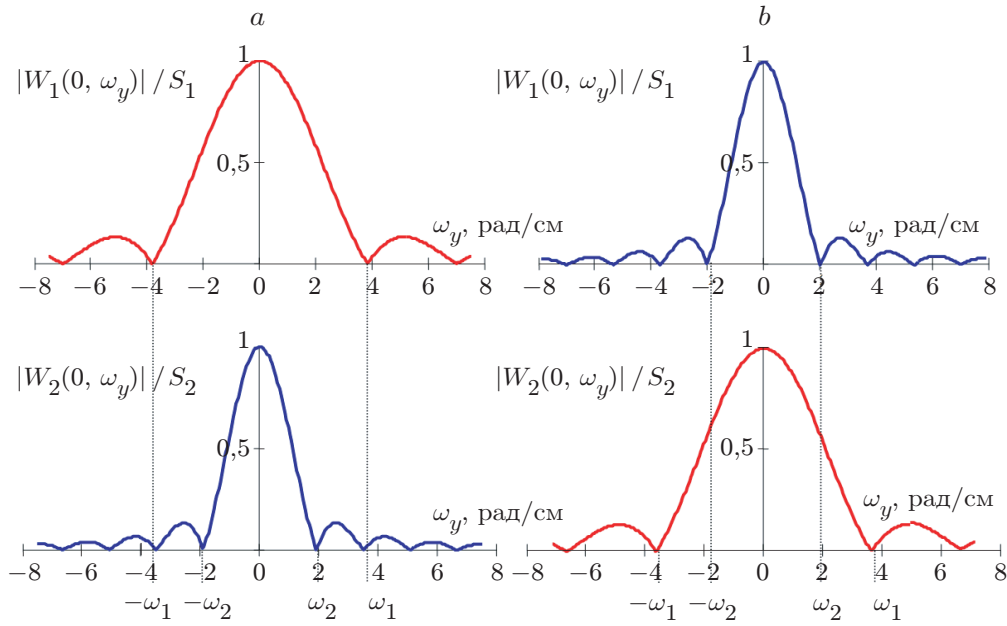


Рис. 2. Пересчёт $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ для следующих случаев: а — $R_1 < R_2$; б — $R_1 > R_2$

Таким образом, для получения устойчивого решения его регуляризацию в данном случае необходимо проводить только в области высоких пространственных частот с помощью λ и p ($C = 0$). Для оценки полосы восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ и, следовательно, выбора параметра λ предлагается использовать значения граничных частот пространственно-спектральной $2D$ -плотности проекции на ось z вектора магнитной индукции, исходя из возможного диапазона глубин залегания источника магнитного поля сердца [1]. При этом полоса восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ составляет порядка 1–2 рад/см.

Качество восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ зависит от направления пересчёта ($R_1 > R_2$ или $R_1 < R_2$), что иллюстрирует рис. 2. Здесь ω_1, ω_2 — круговые пространственные частоты, на которых модуль передаточной функции приёмного контура первый раз равен нулю: $\omega_0 = 3,9/R$ [1]. Из рис. 2 видно, что с точки зрения размера полосы восстановления предпочтительнее осуществлять пересчёт от магнитометра с меньшим радиусом к магнитометру с большим радиусом (так как данные можно точно пересчитать в области пространственных частот, определяемых более узкополосным ВСП).

Качество восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ зависит также от соотношения пространственно-спектральных характеристик источника магнитного поля и магнитометра «своей» структуры. Если в диапазоне пространственных частот, определяемом шириной спектра источника магнитного поля, находятся некоторые значения частоты, при которых модуль пространственной передаточной $2D$ -функции магнитометра «своей» структуры равен нулю, то при пересчёте в этих точках решение не будет однозначным. На рис. 3 приведены результаты сравнения значений граничных частот ω_{bw} пространственно-спектральной $2D$ -плотности проекции на ось z вектора магнитной индукции, создаваемого эквивалентным токовым диполем, от глубины его залегания и частот ω_0 , на которых модуль пространственной передаточной $2D$ -функции магнитометра первый раз равен нулю [1].

Из рис. 3 видно, что если значение радиуса приёмного контура магнитометра «своей» структуры $R_1 < 2$ см, то $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ можно точно восстановить во всём диапазоне пространственных частот, определяемом шириной спектра источника магнитного поля.

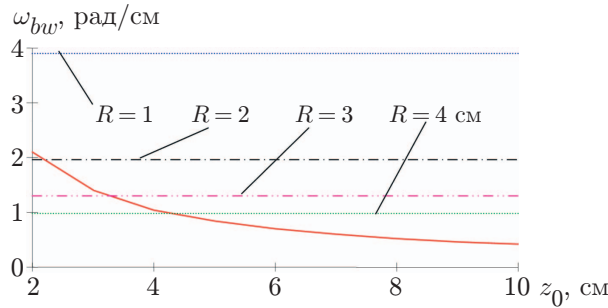


Рис. 3. Результаты сравнения значений ω_{bw} и ω_0 от глубины залегания эквивалентного токового диполя

2. Полагаем, что $z_1 \neq z_2$, $R_1 = R_2$. В этом случае выражение (5) запишется в виде

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2) = \frac{1}{1 + \lambda(\omega_x^2 + \omega_y^2)^p + C} e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z_1). \quad (9)$$

Качество восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2)$ напрямую зависит от вида пространственно-спектральных характеристик экспоненциального члена $F(\omega_x, \omega_y, z_2, z_1) = e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}$. Модуль пространственной передаточной 2D-функции $F(\omega_x, \omega_y, z_2, z_1)$ изображён на рис. 4.

На рис. 5 показаны сечения $|F(\omega_x, \omega_y, z_1, z_2)|$ при разных соотношениях z_1 и z_2 .

Из рис. 4 и 5 видно, что при $z_1 < z_2$ экспоненциальный член $F(\omega_x, \omega_y, z_2, z_1)$ является ФНЧ, при $z_1 > z_2$ имеет АЧХ, соответствующую обратной АЧХ ФНЧ. Следовательно, $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2)$ можно точно восстановить во всём диапазоне пространственных частот,

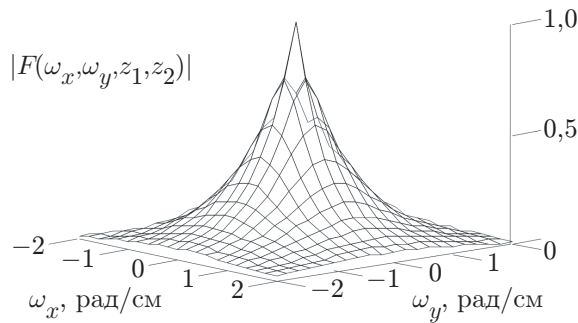


Рис. 4. Модуль пространственной передаточной 2D-функции $F(\omega_x, \omega_y, z_2, z_1)$ (безразмерная величина) при $z_1 - z_2 = -1,5$ см

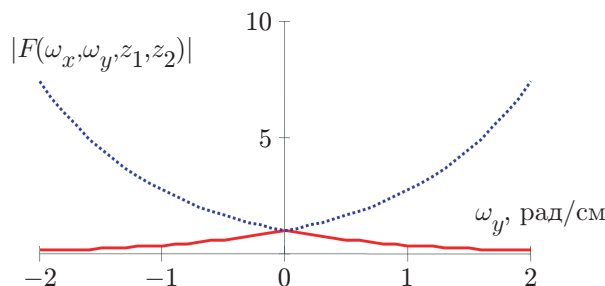


Рис. 5. Сечения $|F(\omega_x, \omega_y, z_1, z_2)|$ при $z_1 < z_2$ (сплошная кривая) и $z_1 > z_2$ (пунктирная кривая)

определяемом шириной спектра источника магнитного поля (поскольку $|F(\omega_x, \omega_y, z_1, z_2)|$ не содержит значений частоты, при которых он равен нулю).

С точки зрения получения устойчивого решения в данном случае его регуляризацию необходимо проводить только в области высоких пространственных частот. Выбор параметра λ , как и в предыдущем случае, определяется исходя из условия, что полоса восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2)$ составляет порядка 1–2 рад/см.

3. Полагаем, что $z_1 \neq z_2$, $R_1 \neq R_2$. В этом случае для пересчёта используется выражение (5). При этом алгоритм решения базируется на проведённом выше анализе частных случаев.

Результаты анализа пересчёта «своей» структуры ВСП на «другую» при $z_1 < z_2$. Здесь мы рассмотрим два варианта ВСП магнитометрического и градиентометрического (второго порядка) видов.

В качестве модели нами выбран эквивалентный токовый диполь сердца с дипольным моментом $D = 5 \cdot 10^{-5}$ А·м и углом $\alpha = -1,1$ [1]. Исходная глубина залегания эквивалентного токового диполя сердца равна 8 см. В качестве аномального принят токовый диполь, расположенный в апикальной части сердца верхней стенки: $x = 3$ см, $y = -3$ см, $z = 6$ см, дипольный момент $Da = 4,25 \cdot 10^{-6}$ А·м и $\alpha = 2,82$.

Далее последовательно идёт приближение приёмной петли ВСП к плоскости расположения эквивалентного токового диполя сердца. При этом каждый раз осуществляются рассмотренный выше пересчёт по координате z и построение изомагнитной карты сердца в плоскости xOy проекции на ось z вектора магнитной индукции $b(x, y, z)$, создаваемого токовыми диполями: основным и аномальным.

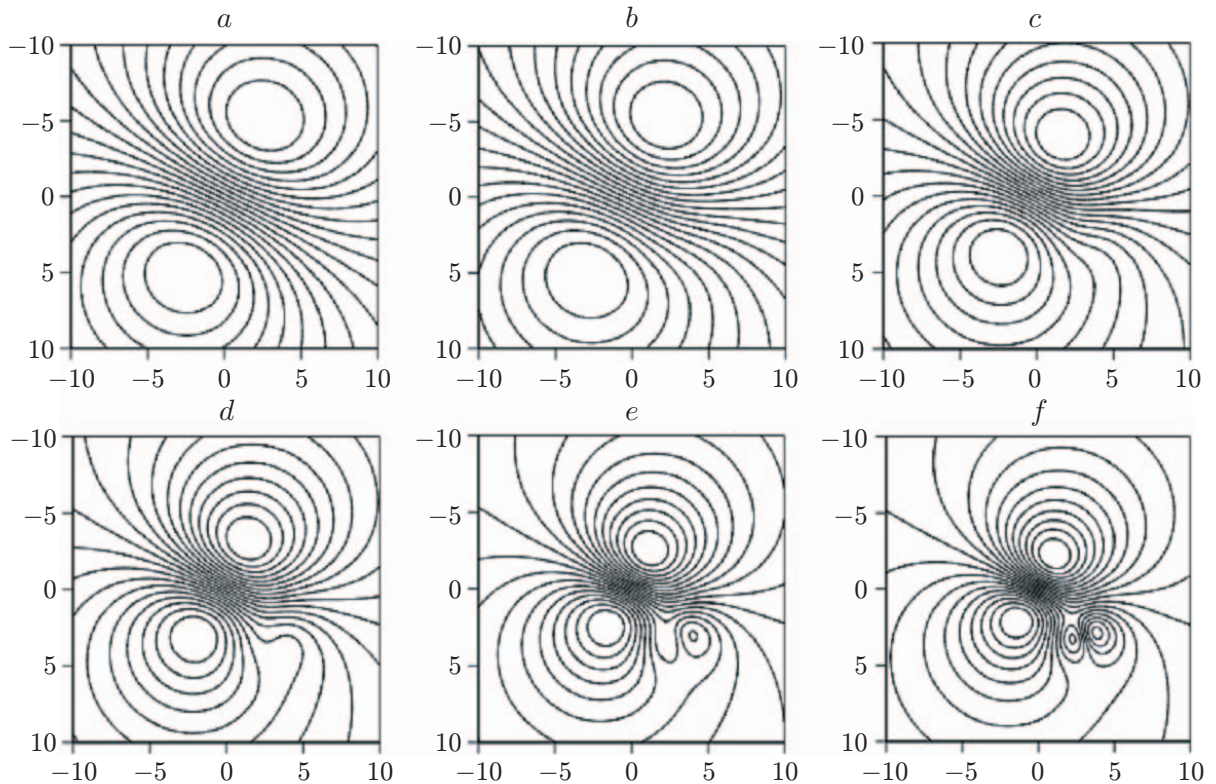


Рис. 6. Изомагнитные карты проекции на ось z вектора магнитной индукции источников магнитного поля, снятого магнитометрическим ВСП: a — $z = 8$ см, $Da = 0$ А·м; b — $z = 8$ см; c — $z = 6$ см; d — $z = 5$ см; e — $z = 4$ см; f — $z = 3,5$ см

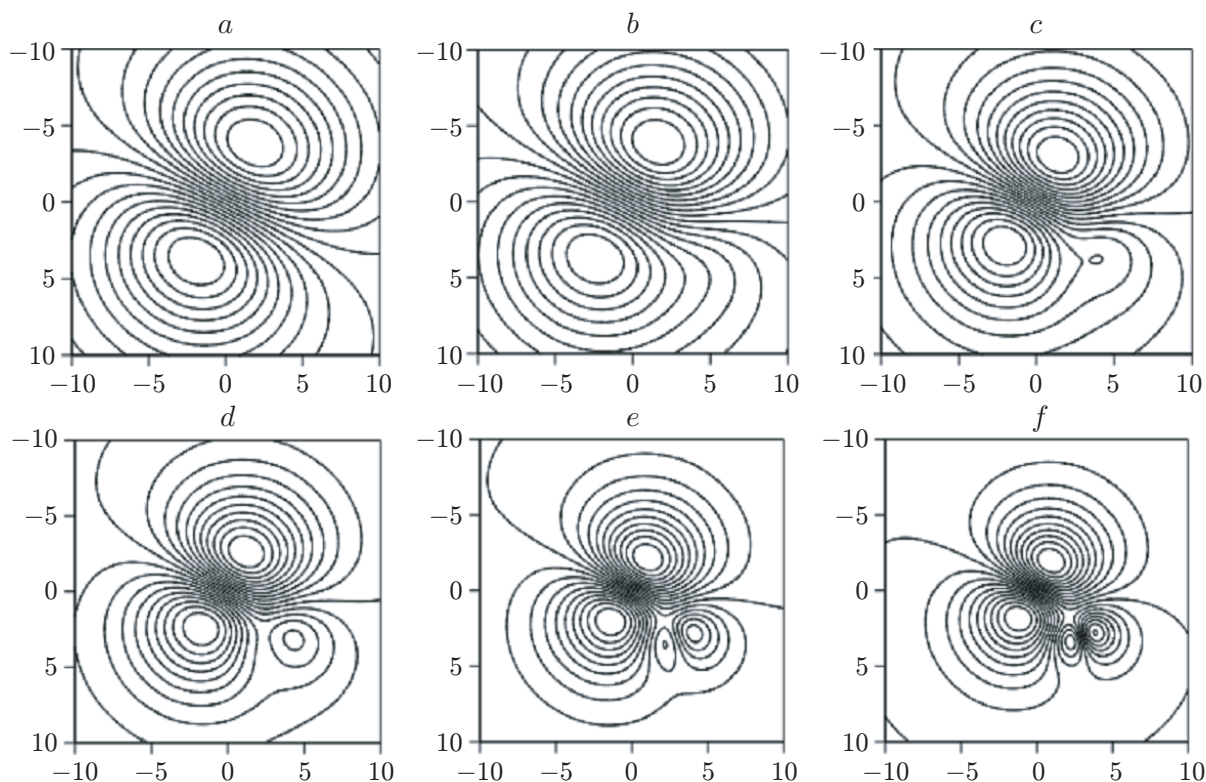


Рис. 7. Изомагнитные карты проекции на ось z вектора магнитной индукции источников магнитного поля, снятого градиентометрическим ВСП второго порядка: a — $z = 8$ см, $Da = 0$ А·м; b — $z = 8$ см; c — $z = 6$ см; d — $z = 5$ см; e — $z = 4$ см; f — $z = 3,5$ см

На рис. 6 приведено изменение изомагнитной карты в процессе пересчёта для магнитометрического ВСП, а на рис. 7 — для градиентометрического. Диапазон пересчёта составляет от 8 до 3,5 см. Для сравнения выявления аномального диполя на рис. 6, a и рис. 7, a значение дипольного момента $Da = 0$ А·м. Размер сетки изомагнитной карты 20×20 см.

Хорошо видно, что на больших расстояниях (более 5 см) искажения от аномального диполя незначительны, и сделать какие-либо выводы о его местоположении практически невозможно. Начиная с момента, когда расстояние до него уменьшается до 2 см, хорошо видны полюсы аномального диполя, и в соответствии с известной методикой можно определить его координаты [3]. Из рис. 7 видно, что фильтрующие свойства градиентометрического ВСП позволяют обнаружить аномальные (патологические) диполи на большем расстоянии.

Заключение. Результаты моделирования показывают, что применение пространственно-спектрального преобразования позволяет решить две задачи.

1. Устранить зависимость результатов магнитометрических исследований от параметров ВСП при принятии решения о том, какая конструкция ВСП будет принята за эталонную и на какую плоскость (расстояние z) относительно эквивалентного токового диполя будет осуществляться пересчёт.

2. Выявлять и определять координаты аномального диполя за счёт пересчёта и приближения плоскости построения изомагнитных карт к эквивалентному токовому диполю. Здесь реализуется механизм электронной лупы, или микроскопа, что фактически представляет собой пересчёт виртуально во внутрь грудной клетки пациента. Физически про-

ведение таких экспериментальных исследований невозможно. Таким образом, проблема оптимизации решается не конструкционно, а за счёт математического моделирования.

В дальнейшем требуется отработка технологии взаимных математических преобразований, программного обеспечения, согласования требований к эталонной структуре ВСП (скорее всего, магнитометрического вида), положения эталонной плоскости построения изомагнитных карт. С нашей точки зрения, это позволит существенно расширить возможности биофизического подхода в магнитокардиографии [14].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Голышев Н. В., Моторин С. В., Голышев Д. Н. Пространственно-спектральное описание токового диполя как источника магнитного поля сердца // Автометрия. 2023. **59**, № 3. С. 24–32. DOI: 10.15372/AUT20230304.
2. Моторин С. В., Голышев Н. В., Голышев Д. Н. Пространственно-спектральное описание входного сверхпроводникового преобразователя магнитокардиографа // Автометрия. 2024. **60**, № 3. С. 84–94. DOI: 10.15372/AUT20240308.
3. Кнеппо П., Титомир Л. И. Биоманнитные измерения. М.: Энергоатомиздат, 1989. 286 с.
4. Масленников Ю. В. Практика и перспективы применения сверхчувствительных магнитометров в биомедицинских исследованиях // Журнал радиоэлектроники. 2021. № 5. DOI: 10.30898/1684-1719.2021.5.4.
5. Roth B. J., Sepulveda N. G., Wiksw Jr. J. P. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution // Journ. Appl. Phys. 1989. **65**, Iss. 1. P. 361–372.
6. Tan S., Ma Y. P., Thomas I. M., Wiksw J. P. High resolution SQUID imaging of current and magnetization distributions // IEEE Trans. Appl. Superconductivity. 1993. **3**, Iss. 1. P. 1945–1948.
7. Graumann R., Schneider S., Oppelt A. Influence of detector geometry on MEG and MCG measurements // Phys. Med. & Bio. 1993. **38**, N 1. P. 185–194.
8. Бокерия О. Л., Кислицина О. Н., Темирбулатова А. Ш. Возможности магнитоэлектродкардиографии в диагностике ишемической болезни сердца и нарушений ритма // Анналы аритмологии. 2009. **6**, № 2. С. 45–63.
9. Полякова И. П. Магнитокардиография: историческая справка, современное состояние и перспективы клинического применения // Креативная кардиология. 2011. **5**, № 2. С. 103–133.
10. Василенко Г. И. Теория восстановления сигналов: О редукции к идеальному прибору в физике и технике. М.: Сов. радио, 1979. 272 с.
11. Моторин С. В. Технология проведения магнитокардиографических исследований // Автометрия. 2000. **36**, № 6. С. 94–112.
12. Burghoff M. Transformation of magnetocardiograms between different multichannel devices // Biocybernetics and Biomed. Eng. 1999. **19**, N 3. P. 5–13.
13. Burghoff M., Steinhoff U., Haberkorn W., Koch H. Comparability of Measurement Results Obtained with Multi-SQUID-Systems of Different Sensor Configurations // IEEE Trans. Appl. Superconductivity. 1997. **7**, N 2. P. 3465–3468.
14. Шабалин А. В., Никитин Ю. П. Клинические аспекты магнитокардиографии. Новосибирск: Изд-во РАМН СО, 1999. 121 с.

Поступила в редакцию 30.01.2025

После доработки 11.02.2025

Принята к публикации 17.03.2025