

УДК 621.317.4

Б. М. Рогачевский, Д. Н. Голышев

(Новосибирск)

ПРОСТРАНСТВЕННО-СПЕКТРАЛЬНЫЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ В МАГНИТОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Применение двух типов входных преобразователей (ВП) при магнитокардиографических (МКГ) исследованиях приводит к проблемам взаимного обмена данными и соотнесения диагностических критериев, выработанных при использовании различных ВП. Эти проблемы решены методом, основанным на пространственно-спектральных преобразованиях МКГ-сигналов. Предложенный метод апробирован также при решении задачи локализации областей патологии в сердце по МКГ-данным. Приводятся результаты обработки экспериментальных данных.

Постановка задачи. При магнитокардиографических (МКГ) исследованиях применяются два типа входных преобразователей (ВП): магнитометрический и градиентометрический [1, 2]. В первом случае сигнал на выходе ВП пропорционален магнитному потоку, действующему на его приемный контур, и зависит от параметров источника магнитного поля, площади приемного контура и расстояния между ними. Во втором случае дополнительно возникает зависимость сигнала на выходе ВП от его структуры (базы, конфигурации и порядка градиентометра). В результате амплитудные и пространственные соотношения МКГ-сигнала являются функцией структуры ВП [1, 3, 4].

Как следствие взаимный обмен экспериментальными данными и процесс соотнесения диагностических критериев, выработанных при использовании различных структур ВП, значительно затруднен. Попытки применить диагностические критерии, полученные с помощью ВП «других» структур, к МКГ-данным, измеренным с помощью ВП «своей» структуры, зачастую не являются успешными; необоснованное их применение может привести к ошибкам в диагностике. В итоге набор критериев идет медленно, отсутствуют единые критерии, что затрудняет становление метода МКГ. Поэтому проблема взаимного обмена данными и соотнесения диагностических критериев, выработанных при использовании различных структур ВП, является актуальной.

Метод решения. Весьма полезным для решения поставленной задачи может быть пространственно-спектральный подход [5–10]. Использование в МКГ-исследованиях пространственно-спектрального подхода обсуждалось в работах [5–9]. Однако не были получены выражения для двумерных про-

странственных передаточных функций ВП произвольной структуры, что не позволило в полной мере решить поставленную задачу.

Измерение МКГ обычно проводится в дискретных точках над поверхностью грудной клетки человека [1, 3]. Согласно общепринятой системе координат ось x' направлена от головы к пятке, ось y' – от правой к левой руке, а ось z' – от задней поверхности грудной клетки к передней. Причем передняя поверхность грудной клетки находится в плоскости $(x', y', 0)$, следовательно, ВП располагается в области, где $z' \geq 0$, а сердце – $z' < 0$.

Для ВП произвольной структуры с N плоскими контурами одинаковой площади S и векторами приемных контуров, ориентированными параллельно оси z' , в скалярном виде выражение для сигнала на выходе ВП (в единицах магнитного потока) в точке расположения его первого приемного контура имеет вид [10]

$$\phi(x, y, z) = \iint_S \sum_{i=0}^{N-1} a_i b(x', y', z + i \text{base}) dx' dy', \quad (1)$$

где (x, y, z) – координаты местоположения первого приемного контура ВП; z – расстояние между поверхностью грудной клетки и первым приемным контуром ВП; $b(x', y', z)$ – проекция вектора магнитной индукции источника магнитного поля на ось z' ; a_i – коэффициенты, учитывающие конфигурацию ВП; base – база ВП.

Изучение литературных источников и экспериментальных данных показало, что для описания электрофизиологических процессов, протекающих в сердце, широко применяется многодипольная модель, представляющая собой сумму токовых диполей (ТД) [3, 11–14]. В [10] показано, что если выражение (1) представить в виде уравнения свертки и применить к нему двумерное преобразование Фурье, то при условии, что магнитное поле сердца создается совокупностью пространственно распределенных ТД, выражение для сигнала на выходе ВП произвольной структуры в пространственно-спектральной области может быть записано следующим образом:

$$\Phi(\omega_x, \omega_y, z) = B(\omega_x, \omega_y, z) W_{N-1}(\omega_x, \omega_y), \quad (2)$$

где ω_x, ω_y – круговые пространственные частоты; $B(\omega_x, \omega_y, z)$ – пространственно-спектральная плотность проекции на ось z' вектора магнитной индукции, создаваемого ТД, число которых равно K :

$$B(\omega_x, \omega_y, z) = \begin{cases} 0, & \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ e^{-z\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \Psi(\omega_x, \omega_y), & \omega_x \neq 0, \omega_y \neq 0, \end{cases} \quad (3)$$

$$\Psi(\omega_x, \omega_y) = -j \frac{\mu \mu_0}{2} \sum_{n=1}^K \frac{D_n (\cos \alpha_n \omega_y - \sin \alpha_n \omega_x)}{\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} e^{z_0^n \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} e^{-j\omega_x x_0^n} e^{-j\omega_y y_0^n},$$

где μ – относительная магнитная проницаемость среды; μ_0 – абсолютная магнитная проницаемость; (x_0^n, y_0^n, z_0^n) , D_n , α_n – координаты, дипольный момент и угол ориентации в плоскости (x', y', z) n -го ТД соответственно. Выражение (3) получено в результате применения двумерного преобразования

Фурье к выражению для проекции вектора магнитной индукции, создаваемого КТД, на ось z' [3].

В выражение (2) также входит пространственная передаточная функция ВП произвольной структуры:

$$W_{N-1}(\omega_x, \omega_y) = W(\omega_x, \omega_y) W_{V_{N-1}}(\omega_x, \omega_y). \quad (4)$$

Здесь $(N-1)$ – порядок ВП; $W(\omega_x, \omega_y)$ (размерность m^2), $W_{V_{N-1}}(\omega_x, \omega_y)$ (безразмерная величина) – пространственные передаточные функции приемного контура и фильтра верхних частот $(N-1)$ -го порядка:

$$W(\omega_x, \omega_y) = \begin{cases} S, & \omega_x = 0, \omega_y = 0; \\ 2S \frac{J_1(R\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2})}{R\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, & \omega_x \neq 0, \omega_y \neq 0, \end{cases} \quad (5)$$

$$W_{V_{N-1}}(\omega_x, \omega_y) = \sum_{i=0}^{N-1} a_i e^{-(i \text{base})\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}, \quad (6)$$

где $J_1(x)$ – функция Бесселя первого порядка; R – радиус приемных контуров ВП (здесь предполагается, что приемный контур имеет вид окружности).

В основе предлагаемого метода пересчета лежит тот факт, что сигнал на выходе ВП «другой» структуры в пространственно-спектральной области $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2)$, в соответствии с параметрами которой необходимо пересчитать результаты измерений, можно получить, используя сигнал на выходе ВП «своей» структуры в пространственно-спектральной области $\Phi_1(\omega_x, \omega_y, z_1)$, т. е. структуры, с помощью которой проводятся измерения. Здесь z_1, z_2 – расстояния от поверхности грудной клетки до ВП «своей» и «другой» структуры соответственно. Согласно (2) и (3) выражение для пересчета данных от ВП «своей» структуры к виду ВП «другой» структуры примет вид

$$\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2) = \frac{\overline{W_1}(\omega_x, \omega_y) W_2(\omega_x, \omega_y)}{|W_1(\omega_x, \omega_y)|^2 + \lambda(\omega_x^2 + \omega_y^2)^p + C} e^{(z_1 - z_2)\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}} \Phi_1(\omega_x, \omega_y, z_1), \quad (7)$$

где $W_1(\omega_x, \omega_y), W_2(\omega_x, \omega_y)$ – пространственные передаточные функции ВП «своей» и «другой» структуры соответственно. Решаемая задача является некорректной, поэтому для получения устойчивого решения в выражение (7) введен стабилизирующий функционал порядка p с параметрами λ и C [14].

На основе полученных выражений разработан алгоритм пересчета МКГ-данных на произвольную структуру ВП.

Результаты эксперимента. Предложенный метод опробован на примере пересчета МКГ-данных, полученных в [15], и решения задачи локализации областей патологий сердца [11, 16].

Пересчет данных. Исходными данными являлась экспериментальная зависимость размаха МКГ-сигнала одного и того же пациента от расстояния

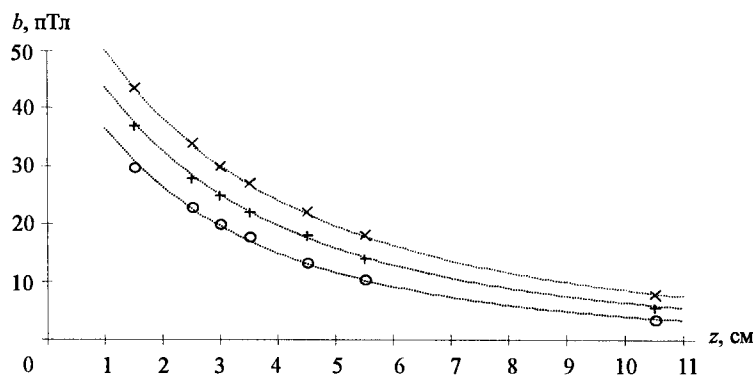


Рис. 1

между грудной клеткой и дном криостата для трех ВП (GRAD1 – градиентометр первого порядка, база 14 см; GRAD2 – градиентометр первого порядка, база 7 см; GRAD3 – градиентометр второго порядка, база 7 см) [15]. Зависимости регистрировались в момент максимума комплекса QRS в точке, координаты x и y которой соответствовали местоположению максимума сигнала при самом близком относительно поверхности грудной клетки измерении. Предположим, что расстояние между дном криостата и первым приемным контуром ВП равно 0,5 см. Для этого случая смещенные экспериментальные значения (в зависимости от расстояния между грудной клеткой и первым приемным контуром ВП, z) приведены на рис. 1 в виде соответствующих значков (\times – экспериментальные значения, полученные с помощью GRAD1; $+$ – GRAD2; o – GRAD3).

Нами найдены параметры модели в виде одного ТД, которая описывает экспериментальные зависимости. Поиск осуществлялся путем численного моделирования в среде MathCAD по формуле (1), где в качестве источника магнитного поля использовался один ТД, выражение для проекции вектора магнитной индукции на ось z' которого приведено в [3, 13].

В отсутствие информации о размерах приемных контуров GRAD1, GRAD2 и GRAD3 мы предположили, что они имеют точечные размеры. На основе заданных значений x_0 , y_0 , D , z_0 и α рассчитывался созданный моделью сигнал на выходе соответствующего ВП и строилась его изомагнитная карта в рассматриваемой плоскости $\phi(x', y', z)$. По изомагнитной карте, построенной для случая самого близкого расположения ВП относительно поверхности грудной клетки (см. рис. 1, $z = 1,5$ см), определялось максимальное значение сигнала и координаты данной точки по осям x' и y' : x_m и y_m соответственно. Далее строились изомагнитные карты при других экспериментальных значениях z и определялось значение сигнала в точке с этими же координатами по осям x' и y' : (x_m, y_m, z) .

В результате сравнения полученных значений сигнала в точках с координатами (x_m, y_m, z) и экспериментальных данных были найдены параметры модели. При этом значение относительной ошибки между экспериментальными и рассчитанными по модели данными в диапазоне $z = 1,5$ –5,5 см не превышало 5% (при $z = 10,5$ см значение ошибки не превышало 10%). Полученные с помощью модели одного ТД зависимости для соответствующих ВП изображены на рис. 1 в виде линий.

На основе разработанного в среде MathCAD программного обеспечения осуществлен пересчет зависимости, рассчитанной с помощью модели ТД для GRAD3, к виду ВП GRAD1 и GRAD2. Алгоритм пересчета следующий.

1. Для каждого экспериментального значения z рассчитывался созданный моделью сигнал на выходе GRAD3, изомагнитная карта которого являлась сигналом на выходе ВП «своей» структуры в пространственной области $\phi_1(x', y', z)$.

2. На основе данных $\phi_1(x', y', z)$ при использовании двумерного преобразования Фурье вычислялась их пространственно-спектральная плотность, что являлось сигналом на выходе ВП «своей» структуры в пространственно-спектральной области $\Phi_1(\omega_x, \omega_y, z)$.

3. Согласно выражениям (4)–(6) на основании параметров ВП «своей» (GRAD3) и «другой» (GRAD1 или GRAD2) структуры определялись их пространственные передаточные функции $W_1(\omega_x, \omega_y)$ и $W_2(\omega_x, \omega_y)$ соответственно.

4. Согласно выражению (7) рассчитывался сигнал на выходе ВП «другой» структуры в пространственно-спектральной области $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$, который представлял собой пространственно-спектральную плотность сигнала, пересчитанную к виду соответствующего ВП. В качестве первого приближения для оценки полосы восстановления $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ и соответственно выбора параметра λ использовались значения граничных частот пространственно-спектральной плотности ТД, рассчитанные для возможного диапазона глубин залегания источника магнитного поля сердца. Для близких диполей ($z_0 = -2 \div -3$ см) значение граничной частоты составляет порядка 2 рад/см, для средних ($z_0 = -5 \div -6$ см) – 1 рад/см, для глубоких ($z_0 = -8 \div -9$ см) – 0,5 рад/см. Особенность получения устойчивого решения в данном случае заключается в том, что его регуляризацию необходимо проводить как в области высоких пространственных частот (с помощью параметров λ и p), так и в области низких пространственных частот (с помощью параметра C). Путем численного моделирования установлено, что качественное восстановление $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ достигается при значениях $p = 2, \lambda = 0,001$ и $C = 0,001$.

5. На основе данных $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z)$ при использовании обратного двумерного преобразования Фурье определялся сигнал на выходе ВП «другой» структуры в пространственной области $\phi_2(x', y', z)$, который представляет собой изомагнитную карту, пересчитанную к виду соответствующего ВП.

6. Полученное в ходе пересчета значение сигнала определялось по изомагнитной карте $\phi_2(x', y', z)$ в точке с координатами (x_m, y_m, z) .

В результате пересчета значения относительной ошибки между исходными экспериментальными и полученными в ходе пересчета данными не превышают 5 %, что находится на уровне погрешности исходных данных (рис. 2, обозначения, как на рис. 1).

В настоящее время существуют и другие методы пересчета МКГ-данных. Так, известен метод, который позволяет осуществлять пересчет данных только тогда, когда в качестве ВП «своей» структуры используется градиентометр, а в качестве ВП «другой» структуры – магнитометр [1, 3], что в отличие от предлагаемого метода ограничивает его использование в МКГ-исследованиях. Также в данном методе не учитывается пространственное распределение магнитного поля в пределах приемных контуров ВП, что снижает достоверность полученных результатов (в предлагаемом методе данный факт учитывается согласно (5)).

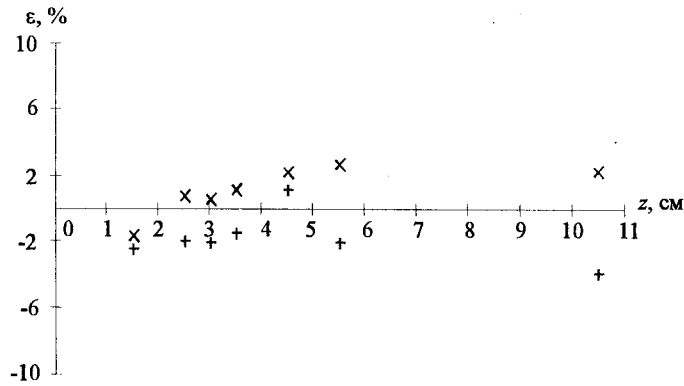


Рис. 2

В работах [4, 17] приводится описание другого метода, позволяющего осуществлять пересчет МКГ-данных на произвольную структуру ВП. Однако для проведения процедуры пересчета требуется выбрать модель сердца и подобрать ее параметры на основе построенной по результатам измерений изомагнитной карты. В этом случае для нахождения параметров модели необходимо решить обратную задачу. При этом возникают проблемы слабой обусловленности, численной неустойчивости и недоопределенности решаемой системы уравнений, что зачастую приводит при реальных величинах погрешностей измерения к отсутствию в решении электрофизиологического смысла [11, 12]. В рамках предлагаемого метода для проведения процедуры пересчета необходима только изомагнитная карта, построенная по результатам измерений ВП известной структуры. В рассмотренном примере пересчета данных подбор параметров модели проводился ввиду отсутствия экспериментальных изомагнитных карт, на основе которых построены зависимости, изображенные на рис. 1.

Задача локализации. Пространственно-спектральный подход может быть полезен для решения задачи локализации областей патологий в сердце (например, зон некроза при мелкоочаговом инфаркте миокарда и других нарушениях проводимости).

При решении такого рода задач обычно используется метод построения разностных изомагнитных карт сердца [11, 16]. Предполагается, что прохождение волны возбуждения по сердцу здорового человека характеризуется одним эквивалентным ТД. Наряду с этим вводится понятие патологического диполя, который характеризует изменение распределения магнитного поля здорового человека в результате того, что определенная часть сердца замещается некротической тканью. Положение и дипольный момент патологического диполя характеризуют координаты и размер некротической зоны, образовавшейся, например, в результате инфаркта. Для обнаружения патологического диполя из изомагнитной карты конкретного пациента вычитают изомагнитную карту другого, здорового человека из-за отсутствия изомагнитной карты данного пациента, когда он был еще здоров. Результат этого вычитания рассматривают как поле патологического диполя.

Пример диагностики инфаркта при помощи построения разностных изомагнитных карт сердца приведен на рис. 3 [11, 16]. Здесь изображены изомагнитные карты, построенные в момент максимума комплекса *QRS* на основе МКГ-данных, снятых с помощью стандартной измерительной сетки разме-

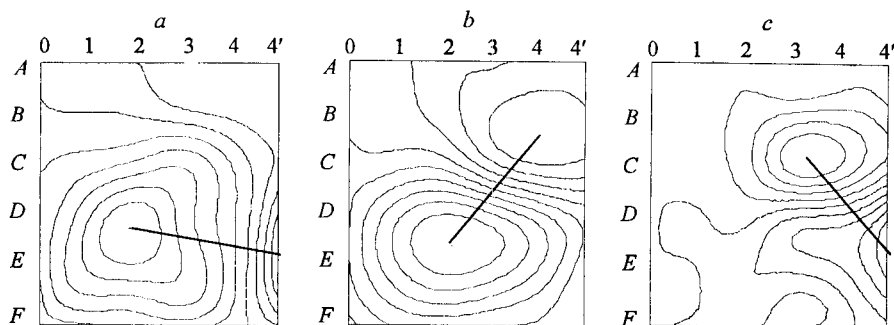


Рис. 3

ром 15×15 см в университете г. Турино. В качестве ВП использовался градиентометр второго порядка с базой 5 см и радиусом приемных контуров 1,6 см. На рис. 3, *a* показана изомагнитная карта пациента с инфарктом. На рис. 3, *b* приведена изомагнитная карта другого, здорового человека. Карта на рис. 3, *c* получена вычитанием изомагнитной карты здорового человека из карты пациента с инфарктом. На основе разностной изомагнитной карты, изображенной на рис. 3, *c*, авторами [16] получена оценка глубины залегания диполя около 4,5 см и сделан вывод о наличии инфаркта в верхней части боковой стенки левого желудочка.

Однако использование в качестве изомагнитной карты здорового человека карты другого, здорового человека может привести к постановке ложного диагноза, что иллюстрирует рис. 4. На рис. 4, *a* изображена изомагнитная карта того же пациента с инфарктом, что и на рис. 3, *a*. На рис. 4, *b* приведена изомагнитная карта другого, здорового человека, приведенная в [11, 16]. Эта карта также построена в момент времени, соответствующий максимуму комплекса *QRS* на основе МКГ-данных, снятых с помощью аналогичной сетки и того же ВП. Нами проведено вычитание этой изомагнитной карты здорового человека из изомагнитной карты пациента с инфарктом (рис. 4, *c*). Согласно карте рис. 4, *c*, патологический диполь расположен в другом месте и имеет другие параметры.

Таким образом, процедура диагностики, основанная на методе построения разностных изомагнитных карт, зависит от степени пригодности изомагнитной карты здорового человека для конкретного пациента. Данный метод может быть применен при использовании в качестве изомагнитной карты

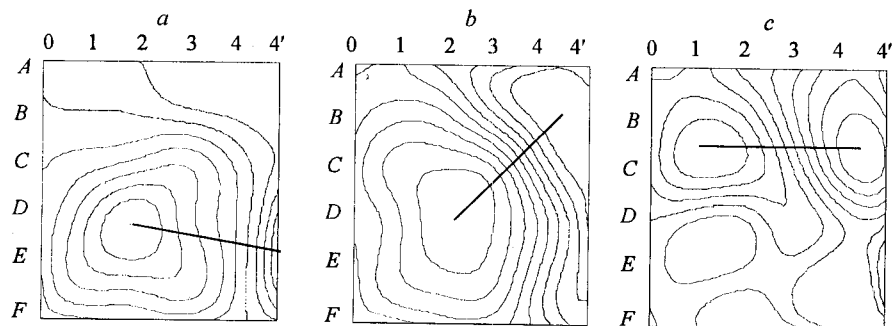


Рис. 4

здорового человека изомагнитной карты конкретного пациента, когда он был здоров. Однако выполнение этого условия пока практически нереально.

Если использовать пространственно-спектральный подход к решению задачи локализации, то не потребуется изомагнитная карта здорового человека. Задача локализации областей патологии при таком подходе превращается в задачу фильтрации, т. е. выделения полезного сигнала (патологических диполей) на фоне помехи (диполя, отвечающего за процесс прохождения волны возбуждения по сердцу).

Для фильтрации целесообразно использовать тот факт, что независимо от местоположения диполей возможность различить их тем выше, чем ближе по отношению к глубинам их залегания расположена плоскость измерения МКГ-сигнала и чем выше порядок градиентометрического ВП. При этом задачу локализации можно решить с помощью пересчета исходной изомагнитной карты, построенной на основе МКГ-сигнала, снятого на уровне грудной клетки пациента и выше, на более близкое расстояние по отношению к глубине залегания источника магнитного поля сердца (фактически внутри грудной клетки). В случае необходимости можно также использовать пересчет исходной изомагнитной карты, построенной на основе МКГ-данных, снятых ВП «своей» структуры, к виду ВП «другой» структуры (градиентометр более высокого порядка).

Таким образом, для решения задачи локализации можно воспользоваться выражением (7). При этом алгоритм решения аналогичен алгоритму, используемому для пересчета данных.

Возможности метода проиллюстрируем на примере пересчета изомагнитных карт пациента с инфарктом (см. рис. 3, *a*) и изомагнитных карт двух здоровых людей (см. рис. 3, *b* и 4, *b*). Полагаем, что они построены на основе МКГ-сигнала, снятого на уровне грудной клетки пациента, т. е. при $z_1 = 0$ см. Как сказано выше, данные изомагнитные карты построены на основе МКГ-данных, снятых с помощью градиентометра второго порядка. Поэтому задача локализации в данном случае решалась только с помощью пересчета исходной изомагнитной карты, построенной на основе МКГ-сигнала, снятого на уровне грудной клетки пациента, на более близкое расстояние по отношению к глубине залегания источника магнитного поля сердца (т. е. пересчет данных от одной структуры ВП к другой не проводился). В данном случае в выражении (7) $W_1(\omega_x, \omega_y) = W_2(\omega_x, \omega_y)$, $C = 0$. Путем численного моделирования установлено, что качественное восстановление $\Phi_2(\omega_x, \omega_y, z_2)$ достигается при значениях $p = 4$, $\lambda = 0,001$. Аналогичные результаты получены

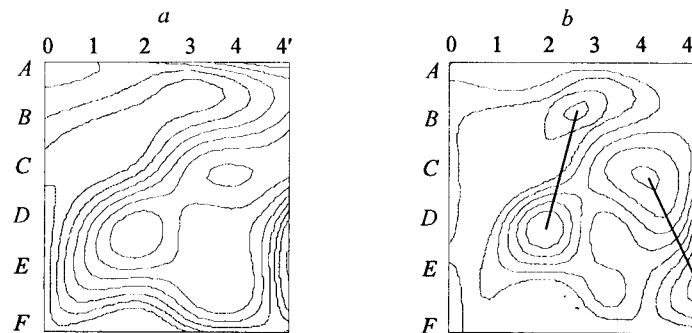


Рис. 5

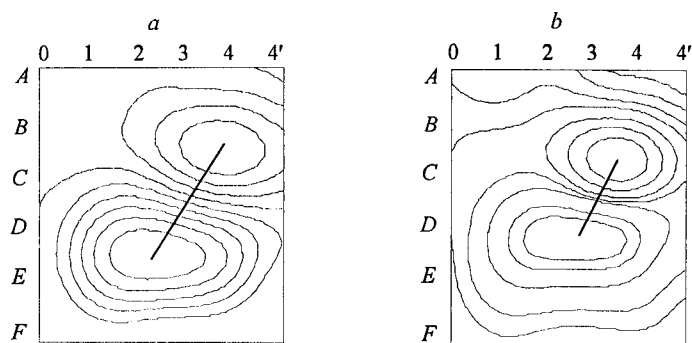


Рис. 6

при умножении выражения (7) на двумерное прямоугольное окно с граничными частотами порядка 1–2 рад/см.

Как показали результаты эксперимента, для того чтобы сделать вывод о наличии патологического диполя или его отсутствии, достаточно провести пересчет исходной изомагнитной карты 2–4 раза, т. е. на 2–4 расстояния z_2 . Причем, исходя из возможного диапазона глубин залегания источника магнитного поля сердца ($z_0 \approx -3 \div -10$ см), первый раз пересчет может быть осуществлен сразу на глубину $z_0 \approx -3$ см. Выбор следующей величины z_2 производится в зависимости от полученных результатов. Окончание процедуры пересчета наступает в случае обнаружения патологических диполей на пересчитанной изомагнитной карте или сохранения однодипольной картины во всем возможном диапазоне глубин залегания источника магнитного поля сердца.

Результаты пересчета изомагнитной карты пациента с инфарктом на глубину $z_2 = -3$ и $z_2 = -4,5$ см изображены на рис. 5, *a* и *b* соответственно. Из рис. 5, *a* видно, что исходная однодипольная картина, изображенная на рис. 3, *a*, стала распадаться. На основании рис. 5, *b* пациенту, изомагнитная карта которого изображена на рис. 3, *a*, можно поставить аналогичный диагноз [16].

Результаты пересчета изомагнитной карты здорового человека (см. рис. 3, *b*) на глубину $z_2 = -3$ и $z_2 = -7$ см показаны на рис. 6, *a* и *b* соответственно. Видно, что исходная однодипольная картина сохраняется во всем возможном диапазоне глубин залегания источника магнитного поля сердца, что свидетельствует об отсутствии областей патологии. Аналогичный вывод

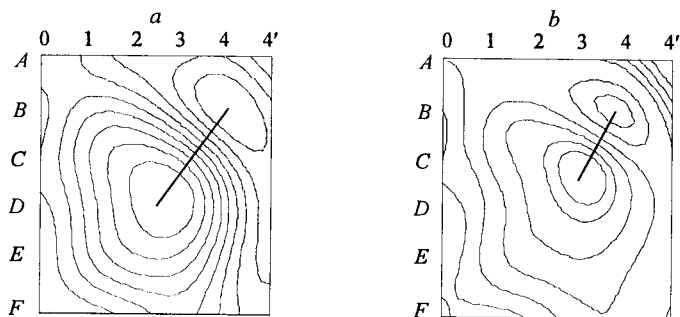


Рис. 7

можно сделать по рис. 7, где приведены результаты пересчета изомагнитной карты другого, здорового человека (см. рис. 4, *b*) на глубину $z_2 = -3$ и $z_2 = -7$ см (рис. 7, *a* и *b* соответственно).

Заключение. Для решения задач сопоставления результатов МКГ-исследований, проводимых с использованием различных структур ВП, и локализации областей патологий сердца по результатам МКГ-измерений предложен метод, основанный на применении пространственно-спектральных преобразований МКГ-сигнала. На примере обработки экспериментальных МКГ-данных показана эффективность предлагаемого подхода при решении перечисленных задач.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гольшев Н. В., Моторин С. В., Шабалин А. В. Способ восстановления магнитного поля, измеренного магнитокардиографом с градиентометрическим входным преобразователем // Автометрия. 1996. № 6. С. 85.
2. Веденский В. Л., Ожогин В. И. Сверхчувствительная магнитометрия и биомагнетизм. М.: Наука, 1986.
3. Моторин С. В. Особенности технологии магнитокардиографических исследований при использовании градиентометрических входных преобразователей // Докл. Междунар. науч.-техн. конф. «Информационные системы и технологии» (ИСТ-2000). Новосибирск: НГТУ, 2000. Т. 1. С. 127.
4. Burghoff M., Steinhoff U., Haberkorn W., Koch H. Comparability of measurement results obtained with Multi-SQUID-Systems of different sensor configurations // IEEE Trans. Appl. Supercond. 1997. 7, N 2. P. 3465.
5. Roth B. J., Sepulveda N. G., Wikswo-Jr. J. P. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution // Journ. Appl. Phys. 1989. 65, N 1. P. 361.
6. Tan S., Ma Y. P., Thomas I. M., Wikswo-Jr. J. P. High resolution SQUID imaging of current and magnetization distributions // IEEE Trans. Appl. Supercond. 1993. 3, N 1. P. 1945.
7. Graumann R., Schneider S., Oppelt A. Influence of detector geometry on MEG and MCG measurements // Phys. Med. Biol. 1993. 38. P. 185.
8. Гольшев Н. В., Моторин С. В., Гольшев Д. Н., Пудов В. С. Метод анализа влияния внешних помех на входной преобразователь биомагнитной системы // Тр. IV Междунар. науч.-техн. конф. «Актуальные проблемы электронного приборостроения» (АПЭП-98). Новосибирск: НГТУ, 1998. Т. 9. С. 44.
9. Гольшев Д. Н. Метод калибровки сверхпроводниковой биомагнитной системы // Докл. Междунар. науч.-техн. конф. «Информационные системы и технологии» (ИСТ-2000). Новосибирск: НГТУ, 2000. Т. 1. С. 86.
10. Гольшев Д. Н. Метод пространственно-спектрального описания преобразователей сверхпроводниковых систем // Сб. науч. тр. НГТУ. Новосибирск: НГТУ, 2000. № 5. С. 9.
11. Титомир Л. И., Кнеппо П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. М.: Наука, 1999.

12. **Гольшев Н. В., Моторин С. В., Гольшев Д. Н.** Сравнительный анализ методов решения задачи локализации источников магнитного поля в магнитокардиографии // Тр. V Междунар. науч.-техн. конф. «Актуальные проблемы электронного приборостроения» (АПЭП-2000). Новосибирск: НГТУ, 2000. Т. 5. С. 69.
13. **Кнеппо П., Титомир Л. И.** Биоманнитные измерения. М.: Энергоатомиздат, 1989.
14. **Василенко Г. И.** Теория восстановления сигналов: О редукации к идеальному прибору в физике и технике. М.: Сов. радио, 1979.
15. **Schnabel A., Trahms L., Burghoff M., Steinhoff U.** Abschätzung der derzeit erreichbaren Auflösung im Oberflächen EKG und MKG // Biomedizinische Technik. B. 40, Ergänzungsband 1. 1995. P. 207.
16. **Gonnelli R., Galeone P., Sicuro M., Tartaglia A.** Magnetocardiographic isofield mapping in the characterization of the infarcted area // Biomagnetism. Applications and Theory. N. Y.: Pergamon Press, 1985.
17. **Burghoff M.** Transformation of magnetocardiograms between different multichannel devices // Biocybernetics and Biomedical Eng. 1999. 19, N 3. P. 5.

*Новосибирский государственный
технический университет,
E-mail: biomag@tiger.cs.nstu.ru*

*Поступила в редакцию
24 марта 2001 г.*