

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК  
СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ  
А В Т О М Е Т Р И Я

№ 6

1996

УДК 621.317.4

Н. В. Голышев, С. В. Моторин, А. В. Шабалин

(Новосибирск)

СПОСОБ ВОССТАНОВЛЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ,  
ИЗМЕРЕННОГО МАГНИТОКАРДИОГРАФОМ  
С ГРАДИЕНТОМЕТРИЧЕСКИМ ВХОДНЫМ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕМ

Анализируется задача сопоставления результатов магнитокардиографических исследований, проводимых с использованием разных первичных преобразователей. Предложен способ, основанный на восстановлении пространственной картины изменения индукции магнитного поля. Приводятся результаты моделирования на компьютере и экспериментальные данные.

Первые магнитокардиографические исследования (МКГИ) с применением сверхпроводниковых магнитокардиографов (МК) были проведены уже более 20 лет назад. Высокая чувствительность МК к магнитной индукции требует специальных мер для защиты от внешних магнитных полей. Наиболее простой путь — это использование магнитоэкранированных комнат (МЭК). Такое решение позволяет существенно упростить конструкцию входного преобразователя, который в этом случае построен по схеме магнитометра (приемником является один сверхпроводящий контур) и измеряет индукцию магнитного поля. В МЭК было проведено значительное количество исследований [1] и получены первые клинически важные результаты, показана диагностическая значимость магнитокардиографии, определены основные критерии проведения морфологического анализа магнитокардиограмм.

В дальнейшем стало ясно, что необходимо снижение стоимости МК с целью более широкого внедрения в исследовательскую и клиническую практику. Было предложено использование градиентометрических схем построения входного преобразователя МК, что позволило отказаться от применения МЭК. Обычно при отказе от МЭК используются градиентометрические схемы второго и третьего порядков (при этом имеет место наличие нескольких приемных сверхпроводящих контуров, включенных встречно-согласно в зависимости от порядка градиентометрической схемы) [1].

Параметры входных преобразователей характеризуются базой градиентометра (расстояние между контурами для градиентометра первого порядка) и диаметром приемного контура, симметричной или несимметричной схемой включения приемных контуров, порядком градиента (порядок пространственного градиента определяется: 1-й — встречным включением приемных контуров, находящихся на расстоянии, равном базе градиентометра; 2-й — встречным включением двух градиентометров первого порядка; 3-й — встречным включением двух градиентометров второго порядка и т. д.).

Увеличение базы градиентометра с целью приближения входного преобразователя к магнетрической схеме для источника ближней зоны ограничено, с одной стороны, наличием значительных градиентометрических магнитных помех, с другой — технологическими трудностями изготовления градиентометра с большой базой и его криогенного обеспечения.

Для последующего анализа на магнитокардиограммах обычно указывается масштаб в единицах индукции магнитного поля. Однако отсутствие единой методики калибровки МК, как, например, это делается в электрокардиографии, существенно затрудняет использование диагностических критериев, полученных различными авторами [2]. Исследователи обычно не приводят параметры входных преобразователей и не описывают процедуру калибровки. Ситуация существенно осложняется и тем, что расстояние, на котором находится первый приемный контур входного преобразователя, от сердца колеблется в значительных пределах и зависит как от особенностей криогенного обеспечения (параметров криостата — расстояния между «теплым» и «холодным» дном), так и от анатомических особенностей пациентов. Ввиду этого нарушаются амплитудные соотношения, принятые для оценки патологий при анализе магнитокардиосигнала.

Цель нашей работы — разработка способа, унифицирующего сопоставление результатов МКГИ в диагностике патологий заболеваний сердца.

**Описание способа.** Предположим, что магнитное поле  $B_z$  создается источником  $M$  и имеет зависимость от расстояния  $z$  до источника (рис. 1). Наиболее часто при работе в неэкранированных помещениях используют входной преобразователь, построенный по схеме градиентометра второго порядка со структурой  $1-2-1$ , которая в качестве примера и будет рассматриваться ниже. На рис. 1:  $1-4$  — сверхпроводниковые контуры входного преобразователя (витки  $1-2$  и  $3-4$  включены встречно между собой и встречно-парно);  $b$  — база входного преобразователя;  $z$  — расстояние от источника магнитного поля до первого приемного контура входного преобразователя МК.

В рамках используемой модели входного преобразователя выходной сигнал МК можно представить в виде

$$G_z = K(h_1 B_z + h_{2-3} B_{z+b} + h_4 B_{z+2b}). \quad (1)$$

Здесь  $h_1, h_{2-3}, h_4$  — коэффициенты передачи контуров градиентометра ( $h_1 = h_4, 2h_1 = h_{2-3}$ ), пропорциональные площадям контуров;  $B_z, B_{z+b}, B_{z+2b}$  — индукция магнитного поля в месте приема ее контурами градиентометра;  $K$  — коэффициент преобразования МК.

Определим выходной сигнал МК в любой произвольной точке  $z$ . Предположим, что возможно только дискретное перемещение градиентометра с шагом  $d$ . Тогда база градиентометра определяется целым числом шагов и равна

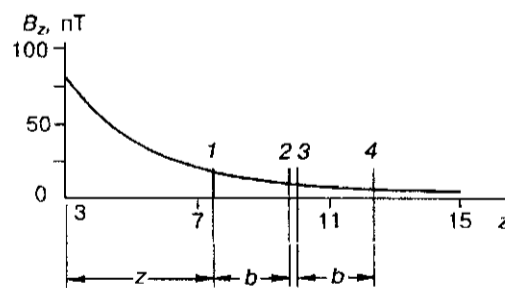


Рис. 1

$k = b/d$ . Расстояние до первого контура входного преобразователя также можно выразить через  $d$  в виде  $z = dl$ , где  $l$  — номер шага, который изменяется от 0 до  $N$ .

Тогда выходной сигнал МК от  $z$  (от  $l$ ) примет вид:

$$\begin{aligned} G_0 &= h_1 B_0 + h_{2-3} B_k + h_4 B_{2k}; \\ G_1 &= h_1 B_1 + h_{2-3} B_{1+k} + h_4 B_{1+2k}; \\ &\dots \dots \dots \\ G_{N-2k} &= h_1 B_{N-2k} + h_{2-3} B_{N-k} + h_4 B_N; \end{aligned} \quad (2)$$

$$G = HB, \quad (3)$$

где  $H$  — квадратная ленточная матрица, определяющая передаточную функцию входного преобразователя МК. Следует отметить, что для полного определения  $H$  не хватает отсчетов  $k$  и  $2k$  поля  $B_z$ . При восстановлении  $B$ , необходимо решить уравнение

$$BM = H^{-1}G, \quad (4)$$

здесь  $BM$  — восстановленное значение магнитного поля (МП);  $H^{-1}$  — матрица, обратная матрице  $H$ .

Для иллюстрации процесса восстановления предположим, что источником магнитного поля является круговой виток с током. При этом значение магнитного поля в точке  $z$  вычисляется по формуле

$$B_z = \frac{\mu_0 SI}{4\pi(z^2 + r^2)^{3/2}},$$

где  $S$  — площадь кругового витка;  $I$  — ток, протекающий по витку. Оценку погрешности восстановления действительного значения МП сердца будем рассматривать в виде

$$\delta_z = 1 - \frac{BM_z}{B_z}. \quad (5)$$

Очевидно, что точность восстановления для рассматриваемого случая зависит от числа снятых точек (от  $N$ ) и соответственно от порядка матрицы. Радиус витка с током  $r$  также можно определить через  $d$ :  $r = cd$  ( $c = 1, 2, 3, \dots$ ). Зависимость  $\delta_z$  от  $N$  приведена на рис. 2. Здесь  $\delta_z$  определялась для

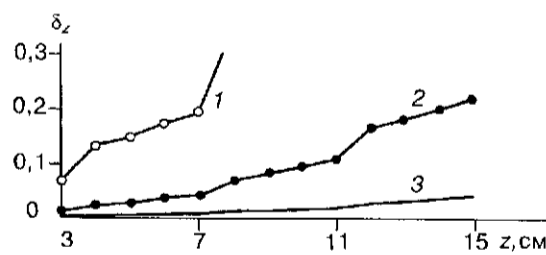


Рис. 2

$N = 16, 32, 64$  (1 — линия с кружками; 2 — линия с точками; 3 — сплошная линия соответственно);  $k = 4, z = ld$  ( $d = 1$  см).

Размерность матрицы  $N$  выбирается из требуемой точности восстановления МП. Анализ практических рекомендаций различных исследователей и наша работа в этом направлении показали, что допустимая погрешность определения МП при стандартном морфологическом анализе порядка 10—15 %, при использовании МК высокого разрешения порядка 3—5 %. Из рис. 2 видно, что требуемая точность восстановления МП в зоне интересующих значений  $z$  ( $l = 3—10, d = 1$  см) хорошо реализуется при  $N > 32$ .

Эксплуатация МК без применения МЭК приводит к значительным погрешностям из-за внешних помех, как правило, аддитивного характера. Нами промоделирован процесс восстановления МП при наличии помех, представленных в виде равномерного пространственного магнитного шума. Величина амплитуды помехи выбиралась по результатам экспериментальных исследований. Вид восстановленного поля при наличии помехи приведен на рис. 3 (кривая 1 — зависимость измеряемого МП в отсутствие помех; кривая 2 — МП, восстановленное при наличии помех по формуле (4); 3 — МП, восстановленное при наличии помех по формуле (6);  $N = 32$ ). Здесь принято, что величина магнитной помехи на расстоянии 10—20 мм от грудной клетки составляет 20—30 % от амплитуды R-зубца кардиосигнала.

Как видно, погрешность восстановления из-за влияния помехи существенно возросла. С целью уменьшения влияния помех нами использовалась регуляризация методом Тихонова. Тогда выражение (5) для восстановленного магнитного поля примет вид:

$$BT = (\lambda D^T D + H^T H)^{-1} H^T G, \quad (6)$$

здесь число столбцов дополнено нулями так, что значения  $G_i$  в диапазоне от  $G_{N-2k}$  до  $G_N$  определяются полностью в соответствии с выражением (3). На рис. 3 приведена зависимость  $BT_z$  ( $\lambda = 0,8$ ) (кривая 3).

**Обсуждение результатов.** Проведенные исследования показали возможность восстановления величины МП с удовлетворительной погрешностью при использовании наиболее распространенного входного градиентометрического преобразователя второй производной структуры 1—2—1.

Предложенный метод восстановления МП позволяет проводить калибровку МК от источника МП с известными параметрами, например кругового витка с током. Следует отметить, что данный подход может быть достаточно эффективен при калибровке многоканальных МК. Рекомендуемый размер матрицы  $N > 32$ . Выходной сигнал МК от  $z$  при этом может быть отградуирован в единицах индукции магнитного поля. При этом появляется возможность сопоставления результатов, полученных с помощью МК, с различными типами входных преобразователей.

Проведенные на ряде пациентов исследования показали, что характер зависимости пространственного распределения МП сердца от расстояния имеет существенные отличия, например, от широко используемой в настоящее

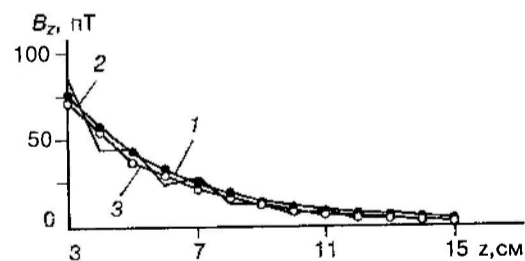


Рис. 3

.....

время модели сердца как источника МП в виде токового диполя. Моделирование на компьютере показало, что можно подобрать эмпирическую зависимость, удовлетворительно описывающую характер этого распределения.

Необходимо учитывать также поправочные коэффициенты, характеризующие антропометрические данные различных пациентов (нормостеник, гиперстеник и т. д.), т. е. расстояние от источника МП (сердца) до входного преобразователя (например, для нормостеника  $z \approx 5$  см). Так как значения поправочных коэффициентов, связанных с антропометрическими данными, не известны, то требуется проведение дополнительных исследований. В частности, определение этих поправок возможно при использовании результатов, полученных при построении изомагнитных карт.

В случае использования в качестве модели сердца кругового витка с током для оценки состояния пациента можно предложить анализ таких параметров, как эквивалентный радиус сердечного диполя  $r$ , оценка величины тока сердечного диполя  $I_c$ . Так, при оценке величин  $r$  и  $M$  в эксперименте над здоровыми пациентами, имеющими примерно одинаковые антропометрические данные, нами были получены значения 0,045 м и 60 мкА, 0,045 м и 48 мкА соответственно.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Введенский В. Л., Ожогин В. И. Сверхчувствительная магнитометрия и биомагнетизм. М.: Наука, 1986.
2. Mori H., Nakaya J. Present status of clinical magnetocardiography // C. V. World Report. 1988. 16, N 2. P. 78.

*Поступила в редакцию 22 февраля 1996 г.*