

Наноструктурированный комбинированный датчик магнитного поля

Аннотация

Исследован комбинированный датчик магнитного поля, состоящий из магниточувствительного элемента на основе структуры гигантского магнитосопротивления и пленочного сверхпроводящего концентратора магнитного поля. Фрагментация (наноструктурирование, ширина ветвей 20...350 нм) активной полосы (суженная часть) концентратора магнитного поля на многочисленные ветви и прорези, моделирование их размеров (наноразмеров) и расположений позволяют на 1...2 порядка повышать коэффициент концентрации и эффективность датчика (разрешение ≤ 10 нТл). При этом более эффективным является концентратор магнитного поля на основе пленок из низкотемпературного сверхпроводника по сравнению с концентратором на основе пленок из высокотемпературного сверхпроводника. Приведены сравнительные параметры рассмотренного датчика и СКВИДов.

Введение

Многочисленные датчики магнитного поля (ДМП) применяются в биомедицинских системах. Особенно активно разрабатываются магнитные системы на основе ДМП на эффектах спинtronики. Как правило, они доступны, имеют малые массогабаритные размеры и высокие функциональные параметры. Например, ДМП на эффекте гигантского магнитосопротивления (ГМС) имеет толщину ≤ 2 мкм, длину ≤ 2 мм, плотность $\sim 1,5$ г/см³ и удивительную гибкость – выдерживает около 1000 циклов деформации до 270% [1]. Вероятно, что такой ДМП, закрепленный на коже, позволит человеку приобрести чувствительность к магнитному полю и легко ориентироваться в пространстве. Несмотря на то что ДМП на эффектах спинtronики имеют много положительных свойств, для многих биомедицинских задач их основополагающая характеристика – чувствительность – является недостаточной. Например, для ГМС приведенная чувствительность ≤ 10 %/мТл, а пороговая чувствительность (разрешение по магнитному полю) $\delta B_0 \geq 1$ нТл. В большинстве ДМП высокое разрешение, т. е. низкое значение $\delta B_0 \leq 1$ нТл, достигается за счет использования сверхпроводящих концентраторов магнитного поля (КМП)¹. В этом случае основными составными частями ДМП являются КМП и магниточувствительный элемент (МЧЭ). В качестве МЧЭ могут быть: джозефсоновские переходы (явление сверхпроводимости), датчики Холла, датчики на эффектах спинtronики и др. [2].

Многие биомедицинские задачи решаются с применением наиболее чувствительных ДМП ($\delta B_0 \geq 1$ фТл) типа сверхпроводящий квантовый интерференционный датчик (СКВИД), в котором в качестве МЧЭ используются джозефсоновские переходы. СКВИДы чувствительны к магнитному потоку ϕ , поэтому измерение магнитного поля B производится при помощи дополнительных элементов; их применение ограничивается высокой стоимостью [2], [3].

Параметры, сравнимые с характеристиками СКВИДов, получены в новом типе датчика – так называемом комбинированном ДМП (КДМП). Он содержит пленочный сверхпроводящий КМП и МЧЭ на основе спинtronики, часто ГМС [4], [5]. В этих работах предложены КДМП, имеющие пленочные КМП на основе низкотемпературных сверхпроводников (НТСП, рабочая температура $T_W \sim 4$ К) и высокотемпературных сверхпроводников (ВТСП, $T_W \sim 77$ К). Для КДМП достигнутое разрешение $\delta B_0 \sim 1$ фТл при $T_W \sim 4$ К заметно лучше по сравнению с разрешением ВТСП СКВИДа: $\delta B_0 \geq 5$ фТл при $T_W \sim 4$ К.

В работах [6], [7] показано, что оптимальное фрагментирование (наноструктурирование) активной полосы КМП на параллельные ветви и прорези с нанометровыми размерами приводит к дополнительному повышению коэффициента концентрации, соответственно повышается эффективность КДМП, в частности, уменьшается его параметр δB .

В рассматриваемой работе исследуется комбинированный датчик магнитного поля, состоящий из магниточувствительного элемента на основе структуры гигантского магнитосопротивления и пленочного сверхпроводящего концентратора магнитного поля. При этом активная полоса концентратора фрагментируется на параллельные сверхпроводящие ветви и прорези, моделируются их размеры (наноразмеры) и расположение.

Материалы и методы

Объектом исследования является фактор умножения F (коэффициент концентрации) магнитного поля пленочного КМП на МЧЭ при наноструктурировании активной полосы на сверхпроводящие ветви и прорези². При этом считается, что в случае сплошной активной полосы (отсутствует фрагментация) фактор умножения $F_0 = 1$. Рассматривается конструкция КДМП, состоящего из пленочного сверхпроводникового кольца с суженной активной полосой и МЧЭ в виде пленки с ГМС. При этом активная полоса КМП перекрывает МЧЭ, отделенный с помощью изолирующей пленки, что иллюстрировано на рис. 1.

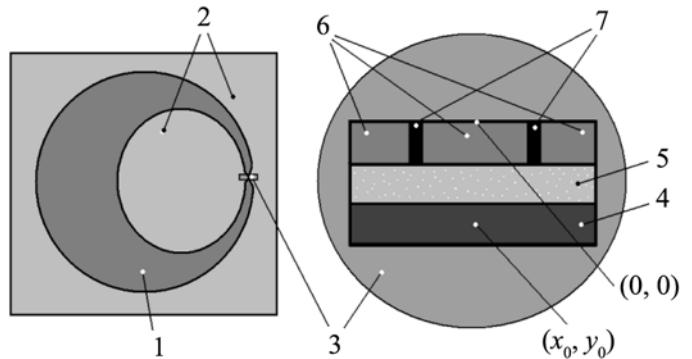


Рис. 1. Иллюстративная схема КДМП и его элементов:
1 – сверхпроводящее кольцо КМП; 2 – диэлектрическая подложка; 3 – активная полоса КМП в увеличенном масштабе (пропорции не сохранены); 4 – МЧЭ; 5 – изолирующая пленка; 6 – ветви активной полосы; 7 – прорези активной полосы

Во внешнем магнитном поле B_0 магнитный поток, который экранирует кольцо 1 (рис. 1), определяется как $\phi = A \cdot B_0$, где A – площадь кольца. Экранирующий ток I_S имеет величину $I_S = \phi / (L + M)$, где L – индуктивность кольца; M – сумма взаимных индуктивностей между частями КМП и МЧЭ. Известно, что величина L на порядок и более превышает суммарную взаимную индукцию M . Тогда для I_S напишем

$$I_S = \frac{\pi D^2 \cdot B_0}{4L}. \quad (1)$$

¹ Сверхпроводящее кольцо выполняет функции КМП, когда регистрируемый элемент чувствителен к магнитному полю, и оно выполняет функцию трансформатора магнитного потока (ТМП), когда регистрируемый элемент чувствителен к магнитному потоку.

² Фактор умножения F , используемый нами, и фактор усиления магнитного поля g , приведенный в [8], являются синонимами.

Индуктивность L кольца КМП гораздо больше индуктивности L_S активной полосы. В случае, когда последняя состоит из нескольких ветвей, каждая с индуктивностью L_i ($i = 1, 2, \dots, n + 1$), где $n \geq 0$ – число прорезей в активной полосе), их суммарная индуктивность незначительно увеличивается относительно L_S .

В расчетах использовались известные формулы:

$$B = \frac{\mu_0 \cdot I_S}{8\pi \cdot \lambda \cdot h} \cdot \left[\int_{-2h-l}^0 \int_0^0 \frac{e^{-\frac{x+l}{\lambda}} \cdot (y_0 - y)}{(y_0 - y)^2 + (x_0 - x)^2} dx dy + \int_{-2h}^0 \int_0^{+l} \frac{e^{-\frac{l-x}{\lambda}} \cdot (y_0 - y)}{(y_0 - y)^2 + (x_0 - x)^2} dx dy \right]; \quad (2)$$

$$F = \frac{\langle B \rangle}{\langle B_0 \rangle} \cdot \frac{1}{K_L}; \quad (3)$$

$$K_L = \frac{\left(\sum_{i=1}^{n+1} L_i^{-1} \right)^{-1}}{L} \sim \frac{w_s}{\sum_{i=1}^{n+1} w_i}, \quad (4)$$

где l и h – полуширина и полутолщина пленки активной полосы соответственно; μ_0 – постоянная магнитного поля; $I_S / (4hl) \leq J_c$, где J_c – величина экранирующего сверхпроводящего тока в активной полосе, протекающего над МЧЭ и действующего на него в точке (x_0, y_0) [точка отсчета $(0, 0)$ находится в центре верхней поверхности пленки]; B – магнитное поле в активной полосе, созданное током I_S ; j_c и λ – плотность критического тока и лондоновская глубина проникновения для пленочного материала КМП соответственно; $\langle B \rangle$ и $\langle B_0 \rangle$ – усредненные значения магнитных полей, создаваемых активной полосой в случаях с многочисленными ветвями и без ветвей (сплошная полоса) соответственно; K_L – фактор роста суммарной индуктивности активной полосы; L , L_i – индуктивность активной полосы и ее i -й ветви соответственно; n – количество прорезей, $n + 1$ – количество ветвей в активной полосе; w_s , w_i – полная ширина активной полосы и ее i -й ветви соответственно.

Физический механизм работы данного КДМП основан на концентрации магнитного поля с помощью КМП на МЧЭ. Высокая концентрация магнитного поля на МЧЭ позволяет увеличить его относительную магниточувствительность S_0 в F_0 раз и улучшить разрешающие показатели КДМП. Здесь $S_0 = (R_B - R_0) / (R_0 \cdot B_0)$, где R_B – сопротивление МЧЭ во внешнем магнитном поле, т. е. $B_0 \neq 0$; R_0 – сопротивление МЧЭ в отсутствие внешнего магнитного поля, т. е. $B_0 = 0$. Величина F_0 увеличивает S_0 как $\sim F_0 \cdot S_0$, и тем самым достигается улучшение положительных показателей (уменьшение минимального регистраируемого магнитного поля δB_0) ДМП. Имеется в виду, что в КДМП со сплошной активной полосой имеет место

$$\delta B_0 \sim \frac{\delta U}{IR_0FS_0}, \quad (5)$$

где δU – минимальный регистрируемый сигнал на МЧЭ; I – измерительный ток в МЧЭ. Видно, что высокое значение величины F приводит к улучшению показателей ДМП, т. е. к уменьшению δB_0 . С учетом уравнения (1) по определению для F_0 можно записать:

$$F_0 = \frac{\langle B_a \rangle}{\langle B_0 \rangle}; \quad (6)$$

$$F_0 = \frac{\pi D}{4w_s \cdot \left\{ \ln \left(\frac{4D}{w_L} \right) - 2 + \frac{7w_L}{2D} \right\}}; \quad (7)$$

$$L = \left(\frac{\mu_0 D}{2} \right) \cdot \left[\ln \left(\frac{4D}{w_L} \right) - 2 + \frac{7w_L}{2D} \right]; \quad (8)$$

$$B_a = \frac{\mu_0 I_s}{2w_s}, \quad (9)$$

где учтены индукция L кольца, его диаметр D и ширина w_L , а также магнитное поле B_a на поверхности активной полосы, созданное током I_s .

Результаты и обсуждение

Во всех расчетах использовались следующие числовые параметры предполагаемого КДМП: $D = 4$ мм – диаметр кольца; $w_L = 1,7$ мм – ширина контура; $w_s = 7$ мкм – ширина активной полосы; $h = 25$ нм – полутолщина активной полосы; $\lambda = 50$ нм – лондоновская глубина проникновения для НТСП материала; $\lambda = 250$ нм – лондоновская глубина проникновения для ВТСП материала; $\mu_0 = 1,256 \cdot 10^{-6}$ Гн/м – постоянная магнитного поля.

Рассмотрим несколько случаев.

1. Допустим, что внешнее магнитное поле $B = 10$ мкТл, $j_c \geq 10^{11}$ А/м² и в активной полосе ток распределен однородно. Тогда, согласно приведенным формулам, величина $F_0 \sim 259$, т. е. коэффициент концентрации довольно высок. Другими словами, поле в активной полосе превосходит внешнее поле в 259 раз.

2. При использовании реальных сверхпроводящих пленок в качестве концентратора магнитного поля ток в них распределяется неоднородно (особенно по ширине активной полосы) и вследствие этого значение F_0 уменьшается.

На рис. 2 представлена типичная картина распределения магнитного поля по ширине активной полосы при различных значениях λ .

Согласно рис. 2, в активной полосе концентрируется внешнее магнитное поле. В частности, пиковое поле (~ 34 мТл) в несколько тысяч раз превосходит внешнее магнитное поле (~ 10 мкТл), однако его среднее значение по ширине активной полосы гораздо меньше. Получены следующие величины факторов умножения: при $\lambda = 50$ нм – 174, при $\lambda = 250$ нм – 216 [среднее значение $\langle B_0 \rangle$ вычислялось по формуле (2)]. Видно, что эти значения F_0 меньше относительно идеального случая $F_0 \sim 259$ (см. случай 1), когда ток однородно распределен в активной полосе.

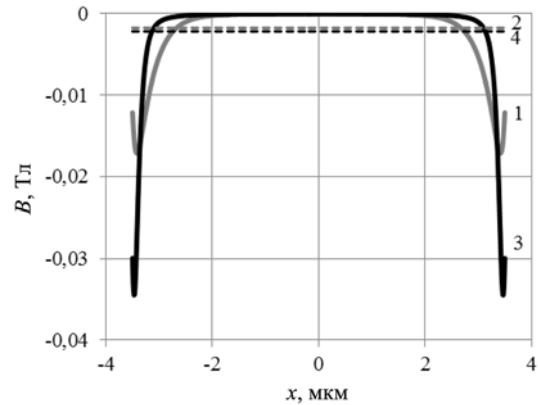


Рис. 2. Неоднородное распределение магнитного поля по ширине активной полосы концентратора магнитного поля и его среднее значение для различных материалов сверхпроводящих пленок:

НТСП: $\lambda = 50$ нм, 1 – B , 2 – $\langle B \rangle$; ВТСП: $\lambda = 250$ нм, 3 – B , 4 – $\langle B \rangle$

3. В случае $i = 1$, $n = 0$ считается $F = 1$, что соответствует КМП со сплошной активной полосой. Значение F существенно изменяется, если проводить фрагментирование ($i > 1$) сплошной активной полосы на параллельные ветви и прорези (см. рис. 1). В простом случае, при двух прорезях ($n = 2$), значение фактора умножения увеличивается в 2...4 раза в зависимости от их расположения в активной полосе. Небольшие F реализуются, когда прорези находятся вблизи края, а максимальные

значения F достигаются, когда прорези находятся далеко от краев активной полосы.

На рис. 3 показаны зависимости $F(n)$ для различных значений λ . В расчетах использовались те параметры, которые приведены в начале раздела, а также толщина изолирующего слоя $h_{ns} = 20$ нм и $j_c \geq 10^{11}$ А/м².

Получено, что при увеличении числа прорезей, наносящихся на поверхность активной полосы и имеющих нанометровые размеры, происходит значительное увеличение фактора концентрации F . Однако по достижении определенного числа прорезей данный эффект начинает принимать отрицательное направление. Например, на рис. 3а показано, что для $\lambda = 50$ нм и разреза шириной $w_p = 20$ нм удается достичь наибольших значений F , но когда количество прорезей становится равным 64, монотонное увеличение сменяется уменьшением, т. е. наблюдается максимум ($F_m = 45$). Аналогично, при $\lambda = 250$ нм и $w_p = 20$ нм достигается максимум $F_m = 11$ при $n = 32$ (см. рис. 3б).

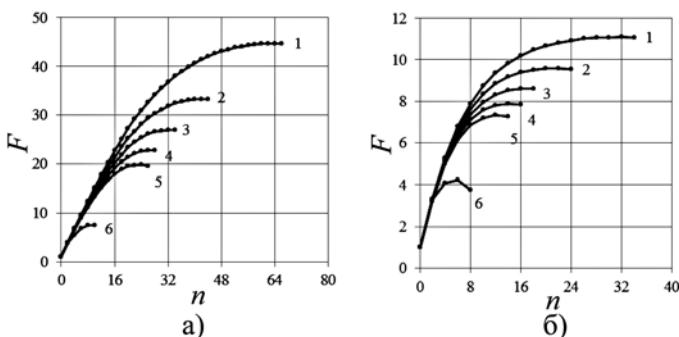


Рис. 3. Зависимость $F(n)$: а) $\lambda = 50$ нм; б) $\lambda = 250$ нм для различных значений w_p : 1 – 20 нм, 2 – 40 нм, 3 – 60 нм, 4 – 80 нм, 5 – 100 нм, 6 – 350 нм

При сравнении поведения фактора концентрации для значений $\lambda = 50$ нм и $\lambda = 250$ нм обнаруживается, что в первом случае удается получить значения F в 4 раза более высокие. Высокое значение $F \sim 44$ при низких значениях λ говорит о большей эффективности чистых НТСП-материалов (например, гетероэпитаксиальные слои – ГЭС – ниobia $\lambda \sim 60$ нм [9]) относительно гранулярных или ВТСП-материалов, где $F_m \sim 11$ (например, керамика системы Bi-2223 с $\lambda \sim 250$ нм [10]), используемых в пленочных КМП.

В данной статье мы рассмотрели случай, когда активная полоса фрагментируется на сверхпроводящие ветви и прорези (несверхпроводящие ветви), имеющие наноразмеры. В нашем случае (параметры $D = 4$ мм, $w_L = 7$ мкм, остальные параметры те же, что использовались ранее) $F_0 \sim 200$, $F_m \sim 50$, общий фактор умножения (коэффициент концентрации) $F_0 \cdot F_m \geq 10000$ и, согласно выражению (5), $\delta B \leq 10^{-14}$ Тл. Таким образом, для снижения значения δB не потребовалось увеличения D или уменьшения w_s , как это следует из выражения (7).

Заключение

Основными потребителями ДМП с разрешением по магнитному полю ≤ 10 пТл считаются медицинские магнитные системы, например магнитокардиограф, магнитоэнцефалограф (МЭГ), низкополевые магниторезонансные томографы. Эти системы оснащены СКВИДами, имеющими пленочные сверхпроводящие КМП (корректно называть их ТМП) с размерами $D \sim 7...10$ мм. Большие размеры СКВИДов ограничивают их применение в значительных количествах (несколько сотен) для повышения полезных показателей в указанных магнитных системах.

С другой стороны, в рассмотренном нами КДМП можно в несколько раз уменьшить размер D , например, сделать $D \leq 1$ мм и одновременно сохранить показатели, которые достигаются в КДМП со сплошной активной полосой, имеющей размеры $D \geq 4$ мм. Несомненно, предложенный КДМП будет иметь существенно меньшие массогабаритные размеры, по сравнению со СКВИДами, и не будет уступать им по разрешающим характеристикам. Тем самым появляется возможность суще-

ственno увеличить количество ДМП в магнитных системах. Например, в шлеме МЭГ фирмы «Elekta» вмонтировано 306 СКВИДов [11], однако вместо них можно разместить приблизительно 1000 КДМП и соответственно расширить функциональные возможности магнитоэнцефалографа.

В настоящее время в медицинской практике активно внедряются новые методы лечения и диагностики, новые биосовместимые материалы (наноматериалы с ферромагнитными или супермагнитными частицами, углеродными нанотрубками и др.). Также актуальны неинвазивная диагностика и контроль работы активных имплантированных аппаратов, искусственного сердца, различных стимуляторов, измерение скорости кровотока и т. д. Востребованные задачи, вероятно, будут решены с применением исследованных в рассмотренной работе комбинированных датчиков магнитного поля сnanoструктурированными активными полосами.

Авторы выражают благодарность профессору В.М. Подгаецкому за полезные советы. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00044).

Список литературы:

1. Melzer M., Raltenbrunner M., Makarov D. et al. Imperceptible magnetoelectronics // Nature Communications. 2015. Vol. 6. 6080 (8 p).
2. Robbes D. Highly sensitive magnetometers – A review // Sensors and Actuators A: Physical. 2006. Vol. 129 (1). PP. 86-93.
3. Drung D., Assmann C., Deyer J. et al. Highly sensitive and easy-to-use SDUID sensors // IEEE Trans. Appl. Supercond. 2007. Vol. 17. PP. 699-704.
4. Pannetier-Lecoeur M. et al. Femtotesla magnetic field measurement with magnetoresistive sensors // Science. 2004. Vol. 304 (5677). PP. 1648-1650.
5. Pannetier-Lecoeur M. Superconducting-magnetoresistive sensor: Reaching the femtotesla at 77 K / Diss. – Université Pierre et Marie Curie-Paris VI, 2010. PP. 32-34.
6. Ichkitidze L., Mironyuk A. Superconducting film flux transformer for a sensor of a weak magnetic field // Physica C: Superconductivity. 2012. Vol. 472 (1). PP. 57-59.
7. Ичкитидзе Л.П., Миронюк А.Н. Сверхпроводниковый плечочный трансформатор магнитного потока / Патент RU № 2455732.
8. Pannetier-Lecoeur M. et al. Magnetocardiography with sensors based on giant magnetoresistance // Applied Physics Letters. 2011. Vol. 98 (15).
9. Ичкитидзе Л.П., Скобелкин В.И., Баблидзе Р.А. Критический ток в сверхпроводящих пленках ниobia, имеющих различные размеры зерен // Физика твердого тела. 1985. Т. 27. № 10. С. 3116-3119.
10. Ichkitidze L.P. Resistive sensor of weak magnetic fields on the basis of a thick HTSC film // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. 2007. Vol. 71 (8). PP. 1145-1147.
11. <http://www.mrn.org/collaborate/elekta-neuromag-meg>.

Леван Павлович Ичкитидзе,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой,
Дмитрий Викторович Тельшин,
канд. техн. наук, доцент,
ст. научный сотрудник,
Николай Юрьевич Шичкин,
магистр,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: leo852@inbox.ru