

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК

ОПТИЧЕСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ
ТЕХНОЛОГИИ И СИСТЕМЫ

УДК 621.317.4

Н. В. Голышев

(Новосибирск)

СВЕРХПРОВОДНИКОВЫЕ МАГНИТОКАРДИОГРАФЫ

Изложены результаты исследований, направленных на создание сверхпроводниковых магнитокардиографов, ориентированных на эксплуатацию медицинским персоналом в условиях городских клиник, не имеющих магнитозащищенных помещений. При рассмотрении стоящих на пути создания таких магнитокардиографов проблем основное внимание уделено особенностям их решения в условиях воздействия внешних магнитных помех. Приведены результаты использования магнитокардиографа при диагностике различных форм ишемической болезни сердца. Намечены пути дальнейших исследований, направленных на улучшение технических характеристик магнитокардиографов и повышение их диагностических возможностей.

Введение. Измерение и анализ электрических потенциалов на участках поверхности тела человека, связанных с сердцем, и магнитного поля (МП) вблизи него составляют предмет электрокардиографии (ЭКГ) и магнитокардиографии (МКГ). ЭКГ-исследования проводятся более 100 лет и являются признанным методом диагностики. МКГ развивается около 30 лет и пока не вошла в клиническую практику, что объясняется серьезными техническими трудностями при работе с МКГ-сигналами.

Исторически первые МКГ были получены в США в 1963 г. [1]. Восприятие МП проводилось с помощью специально разработанных малозумящих индукционных датчиков. Однако полученные тогда МКГ были непригодны для целей диагностики ввиду низкого отношения сигнал/шум (С/Ш). Уровень магнитного поля сердца, а это наибольшее из биоманнитных полей человека, очень мал, всего около $50 \cdot 10^{-12}$ Т, что в миллион раз меньше значения довольно слабого естественного магнитного поля Земли (ЕЭМПЗ).

С созданием нового класса средств измерений, основанных на использовании открытого в 1962 г. эффекта Джозефсона в сверхпроводниках, появились реальные возможности для изучения биоманнитных полей и становления МКГ как метода диагностики деятельности сердца [2, 3]. Были созданы сквиды (сверхпроводниковые квантовые интерференционные датчики), которые имеют уникально низкий порог чувствительности по магнитному потоку на единицу полосы частот $(10^{-6} - 10^{-4}) \Phi_0 / \sqrt{\Gamma\text{ц}}$, где $\Phi_0 = 2 \cdot 10^{-15}$ Вб — квант магнитного потока, являющегося фундаментальной постоянной. На основе эффекта квантования магнитного потока в полем сверхпроводнике были разработаны входные преобразователи индукции магнитного поля в магнитный поток (трансформаторы магнитного потока — ТМП), позволяющие проводить векторные измерения компонент МП и его пространственных градиентов [2, 4, 5].

Для обеспечения работоспособности перечисленные устройства находились в сверхпроводящем состоянии, что обеспечивалось погружением их в криостаты с жидким гелием, имеющим абсолютную температуру $T = 4,2$ К.

Достигнутые с помощью магнитометров на сквидах пороги чувствительности по МП находились на уровне 10^{-14} — 10^{-13} Т/√Гц, что позволяло уверенно регистрировать биомагнитные поля с достаточным для диагностических целей отношением С/Ш. Реально порог чувствительности измерения ограничивался внешними магнитными помехами, уровни которых превосходят уровень МКГ в 10^3 — 10^6 раз. Проблема уменьшения влияния внешних магнитных помех была решена путем применения магнитоэкранированных камер (МЭК). Стоимость таких камер составляет около 1 млн долларов. Первая МЭК была построена в США в 1970 г. В ней с помощью одноканального градиентометра на сквиде были впервые зарегистрированы МКГ, приемлемые для морфологического анализа сердца [6]. Успех принятого подхода стимулировал строительство подобных и более совершенных МЭК и проведение биомагнитных исследований в Финляндии, Германии, США, Японии и других странах [2, 7]. Уже первые результаты анализа МКГ показали, что магнитокардиография — перспективный метод исследования нарушений деятельности сердца. Ее особенностями являются:

- высокая пространственная разрешающая способность, обусловленная особенностями распространения и восприятия МП;
- возможность восприятия МП в ограниченной области (в отличие от ЭКГ, где регистрируется разность потенциалов между удаленными точками тела);
- бесконтактность.

В силу перечисленных преимуществ МКГ имеет высокие потенциальные возможности по пространственной локализации источников нарушений нормальной работы сердца и при ранней диагностике ряда сердечных заболеваний [2, 3, 7].

Однако на пути внедрения МКГ в клиническую практику возникает ряд трудностей: необходимость эксплуатации МКГ в дорогостоящих МЭК; сложность настройки сквидов; возможность появления больших погрешностей за счет взаимного влияния каналов и возрастания шумов на низких частотах, а также нелинейности характеристик сквидов.

Нахождение путей преодоления перечисленных трудностей и описание созданных МКГ составляют основное содержание настоящей работы.

Пространственная разрешающая способность МКГ. Стремление реализовать преимущества МКГ по пространственной разрешающей способности привело к разработке биомагнитных систем с уменьшенными площадями приемных антенн сквидов и увеличенным числом измерительных каналов. При этом потенциальные преимущества МКГ по пространственной локализации реализуются более полно и упрощается процедура диагностики ранних, малых по занимаемой площади нарушений — мелкоочаговых инфарктов.

Решение этих проблем возможно за счет уменьшения размеров приемных антенн (их площадей S), однако при этом ухудшается шумовой порог чувствительности каналов по МП, так как $B_{ш} = \Phi_{ш}/(Sm)$, где $m = 0,01$ — коэффициент связи. При этом важно достижение минимума шумов сквидов по магнитному потоку $\Phi_{ш}$.

Экспериментальными исследованиями показаны значительные количественные (до 3—5 раз) и даже качественные расхождения (по характеру частотной зависимости шумов) поведения шумов сквидов от предсказанных существующей теорией [3, 4, 9, 10]. Это объясняется определяющим влиянием избыточных (т. е. обусловленных цепями согласования, кабельной линией, предварительным усилителем и т. д.) шумов на шумовой магнитный поток в реальных схемах сквидов [11, 12].

Анализ шумов сквидов в реальных схемах затруднен из-за сложности входных цепей и расположения их элементов в областях с разными температурами: от комнатной (300 К) до криогенной (4,2 К — температура кипения жидкого гелия). В связи с этим при анализе шумов сквидов прибегают к различного рода идеализациям и упрощениям, которые ограничивают области применимости получаемых результатов и их точность.

Ниже принят подход к анализу, основанный на описании сложной цепи как соединения шумящих четырехполюсников, которые описываются сигнальными и шумовыми матрицами в форме A [13]. При этом получено представление сквида в виде каскадного соединения шумящих четырехполюсников, пригодное для высокочастотных (ВЧ) и постоянного тока (ПТ) сквидов [11, 12, 14].

Параметры шумовых источников ЭДС и тока четырехполюсников, находящихся в равновесном состоянии (при постоянной температуре), определены с использованием формулы Найквиста для их шумовых элементов. Исключение составляют шумовые ЭДС ($e_{шф}$) и ток фидерной линии ($i_{шф}$), находящаяся в неравновесном состоянии (в области с градиентом температур около 300 К/м), которые нельзя найти описанным выше способом. Для их определения были решены стохастические уравнения линии с распределением температуры $T(x)$ по длине [15].

Знание статистических характеристик всех составляющих шума позволило записать выражение для полного шумового магнитного потока $\langle \Phi_{ш}^2(\omega) \rangle$ в виде суммы избыточного $\langle \Phi_{шн}^2(\omega) \rangle$ и собственного $\langle \Phi_{шв}^2(\omega) \rangle$ шумовых магнитных потоков [12]:

$$\langle \Phi_{ш}^2(\omega) \rangle = \langle \Phi_{шн}^2(\omega) \rangle + \langle \Phi_{шв}^2(\omega) \rangle,$$

где

$$\langle \Phi_{шн}^2(\omega) \rangle = [\langle e_{ш}^2 \rangle + \langle i_{ш}^2 \rangle Z_{эф}^2 + 2\text{Re}\langle e_{ш} i_{ш}^* \rangle Z_{эф}] \left(\frac{\partial V}{\partial \Phi_x} \right)^{-2},$$

$Z_{эф}$, $\partial V / \partial \Phi_x$ — эффективный импеданс и коэффициент преобразования сквида соответственно.

При расчетах шумового магнитного потока получено удовлетворительное (в пределах 10—25 %) совпадение с экспериментальными данными для ВЧ- и ПТ-сквидов, имеющих различные значения технических и конструктивных параметров (длину и технические параметры фидера, индуктивность и добротность ВЧ-контура, коэффициент трансформации и индуктивности обмоток трансформатора, шумовые параметры предварительного усилителя и т. д.).

При анализе выявлены возможности минимизации шумов путем выбора оптимальных значений параметров сквидов. Как оказалось, при некоторой частоте $\omega_{опт}$ достигается минимум шумов сквидов.

Для определения областей применимости полученных аналитических выражений проводились численные расчеты. Был использован подход, который не требует получения аналитических выражений для результирующих шумовых параметров всей цепи, при этом достаточно знать аналитические выражения матриц $EI_i = \langle [e_{ши}, i_{ши}]^{*T} [e_{ши}, i_{ши}] \rangle$ для составляющих ее простых элементов.

Суть подхода заключается в следующем. Схема входной цепи сквида разбивается на N шумящих четырехполюсников с сигнальными матрицами $[A_n]$ и статистически независимыми шумовыми матрицами $[e_{шк}, i_{шк}]^T$, где $n = 0, \dots, N$.

Учитывая статистическую независимость шумовых источников от различных четырехполюсников, для результирующей матрицы EI всей цепи получим

$$EI = \sum_{i=1}^{N-1} \left[\prod_{n=0}^{i-1} [A_n] \right]^* EI_i \left[\prod_{n=0}^{i-1} [A_n] \right]^T,$$

где EI_i — матрица EI i -го четырехполюсника. Элементами матрицы EI являются необходимые для записи выражения сигнал/шум моменты $\langle e_{ш}^2 \rangle$, $\langle i_{ш}^2 \rangle$ и $\langle e_{ш} i_{ш}^* \rangle$. Таким образом, установлено правило нахождения численных значений

средних квадратов и корреляционных моментов результирующих шумовых ЭДС и тока через матрицы, составляющих цепь простейших элементов.

Применение разработанной методики позволило оптимизировать характеристики сквидов и создать ВЧ- и ПТ-сквиды с приемлемыми техническими характеристиками. Так, используемые в магнитокардиографе ВЧ-сквиды имеют уровень белого шума $(5-6)10^{-5} \Phi_0/\sqrt{\Gamma\text{ц}}$ при оптимальной частоте накачки 15 МГц и индуктивности $L_{к0} = 0,65 \text{ мкГн}$ [16, 17].

Оптимизированные по частоте, коэффициенту трансформации и шумовым параметрам предварительного усилителя ПТ-сквиды имеют уровень шума $(1,1-1,6)10^{-6} \Phi_0/\sqrt{\Gamma\text{ц}}$ при частоте модуляции (100—200) кГц и полосе пропускания (20—35) кГц [14, 18, 19].

Таким образом, предложенная методика позволяет проводить обоснованное проектирование сквидов.

Многоканальность и взаимные помехи. В многоканальной МКГ между приспанными антеннами различных каналов возникает магнитная связь, приводящая к взаимному влиянию каналов. По причине высокой пространственной локализации МП амплитуды и форма сигналов даже соседних каналов могут сильно отличаться, при этом влияние всего лишь 1 % сильного сигнала может значительно исказить более слабый. Искажения затрудняют морфологический анализ МКГ-сигналов и ухудшают пространственную разрешающую способность магнитокардиографического картирования.

Кроме того, магнитная связь приводит к взаимным помехам на частотах накачки и модуляции в сквидах, что ухудшает порог чувствительности каналов или приводит к их неработоспособности.

Так как магнитный поток помехи, проникающий из j - в i -канал, равен $\Phi_{\text{ш}} = M_{ij} I_{\text{ТМП}j}$, то отсюда виден подход к решению проблемы уменьшения искажений, который заключается в разработке схем введения обратной связи в каналах, минимизирующих токи в ТМП.

В сквидах возможна обратная связь (ОС) по магнитному потоку, когда магнитный поток обратной связи прикладывается к сверхпроводниковому квантовому интерферометру (СКИ), либо по току, когда магнитный поток ОС, воздействующий через взаимную индуктивность, компенсирует ток в цепи ТМП-сквида. В статическом режиме, т. е. без учета динамической ошибки, эти виды ОС рассмотрены в [20].

Нами проделан сравнительный анализ способов введения ОС по току и магнитному потоку в схемах сквидов и получены выражения для токов в ТМП и их частотной зависимости при работе сквидов с замкнутой цепью ОС. Это позволило проделать обоснованный выбор структуры магнитометра и исследовать его динамические погрешности [21, 22].

Были проведены также исследования токовой и потоковой ОС в многоканальной системе при учете взаимной индуктивности между антеннами каналов. Выходной сигнал канала $U_{\text{ш}}$ в многоканальной системе представлялся в виде

$$U_i = U_{\text{ш}} + \sum_j \gamma_{ij}(\omega, M) U_j,$$

где второй член описывает проникновение сигналов от других каналов за счет взаимного влияния; $\gamma_{ij}(\omega, M)$ — коэффициенты взаимного влияния [23].

Погрешность взаимного влияния каналов определялась выражением $\gamma = |U^{(N)}/U^{(1)} - 1|$, где $U^{(N)}$, $U^{(1)}$ — выходные напряжения любого из N одновременно работающих каналов и одного при воздействии МП одной и той же величины соответственно. Для коэффициентов взаимного влияния в случаях ОС по потоку γ_{Φ} и току γ_i получены формулы

$$\gamma_{\Phi} = \frac{N_{\text{эф}} M}{L_p^{(N)}} \left[\frac{(1 - \alpha^2)^2 + \Omega^2}{(1 - \alpha^2)^2 + \Omega^2 (1 - \alpha^2 \rho^2)^2} \right]^{1/2},$$

$$\gamma_i = \frac{N_{\text{эф}} M}{L_p^{(N)}} \left[\frac{\Omega^2}{\rho^2(1-\alpha^2)^2 + \Omega^2(1-\alpha^2\rho^2)^2} \right]^{1/2},$$

где $L_p^{(N)} = L_p + N_{\text{эф}} M$, $\rho = L_p / L_p^{(N)}$, $N_{\text{эф}}$ — количество ближайших сильно связанных каналов, которое зависит от геометрии построения измерительного зонда и равно 3—4. В результате анализа выражений для γ_ϕ и γ_i получены количественные оценки взаимного влияния при различных величинах коэффициента связи α^2 .

Исследована частотная зависимость коэффициентов взаимного влияния, которая оказывается более сильной в случае ОС по току, хотя уровень γ_i на низких частотах значительно меньше ($\gamma_i \ll \gamma_\phi$). Так, при $\Omega < 0,01$ отношение γ_i / γ_ϕ составляет менее 10^{-2} . Показано, что при полосе частот измеряемого сигнала в пределах $\Delta\omega_c = 150$ Гц погрешность от взаимного влияния каналов можно уменьшить до десятых долей процента, выбирая частоты среза амплитудочастотных характеристик (АЧХ) каналов ω_0 из условия $\omega_0 / \Delta\omega_c > 10^2$.

Автоматизация ввода сквидов в рабочий режим. Сквиды являются существенно нелинейными датчиками, и установка их рабочего режима — сложная и трудоемкая процедура поиска максимума отношения С/Ш в пространстве нескольких взаимно зависимых параметров. Для осуществления настройки требуются специалисты, имеющие опыт работы со сквидами. Время на ввод в режим одного канала обычно составляет 10—20 мин и требует наличия соответствующих измерительных приборов.

В связи с изложенным автоматизация процесса настройки сквидов в БМС представляется необходимой для их успешного использования в клинической практике. Основные результаты по установке количественных критериев и разработке алгоритмов настройки сквидов с учетом их особенностей достаточно подробно изложены в [24—26]. Поэтому далее рассмотрены лишь особенности реализации настройки при отсутствии МЭК.

Настройка ВЧ-сквида включает в себя настройку резонансного контура ω_p в резонанс с частотой генератора высокочастотной накачки ω_n и установку амплитуды ВЧ-тока I_n , при которой достигаются минимальные шумовые характеристики. В ПТ-сквидах настройка осуществляется выбором уровня рабочего постоянного тока I_p через СКИ, при котором отношение С/Ш достигает максимума. Важно отметить, что ВАХ сквидов $V_1(I_n, \omega_n) f_1(\varphi_x)$ и $V_2(I_p) f_2(\varphi_x)$ (для ВЧ- и ПТ-сквидов соответственно) в общем случае зависят от воздействующего на них магнитного потока φ_x , при изменении которого случайным образом изменяется их форма [27].

Для устранения таких изменений при определении требований к точности настройки сквиды размещались в сверхпроводниковом экране, где $\varphi_x = \text{const}$. Исследовались сквиды с учетом широкого диапазона технологического разброса параметров. На основе экспериментальных данных для ВЧ- и ПТ-сквидов были получены зависимости изменения шумов от размеров настраиваемых параметров и установлены требования к точности настройки [24].

В рабочих условиях сквиды оснащены приемными антеннами, воспринимающими внешние МП, и настройку приходится проводить при их наличии. В этом состоит дополнительная трудность по сравнению с настройкой сквидов в МЭК, так как при отсутствии МЭК магнитные помехи не позволяют выделить в чистом виде функции $V_1(I_n, \epsilon_k)$ и $V_2(I_p)$ из произведений $V_1(I_n, \epsilon_k) \times f_1(\varphi_x)$ и $V_2(I_p) f_2(\varphi_x)$, $f_1(\varphi_x)$ и $f_2(\varphi_x)$ представляют собой функции случайного аргумента.

Предложен способ устранения влияния φ_x , который использует специфическое свойство периодичности вольт-поточковой характеристики (ВПХ) сквидов и заключается в подаче в цепь ОС сквида контрольного сигнала большой амплитуды, например синусоидального: $\varphi_{\text{КС}} = \varphi_{\text{КСМ}} \sin(\omega_{\text{КС}} t)$, с последующим квадратичным детектированием и усреднением. Такая обработка сигнала позволяет устранить влияние помех [28, 29].

Действительно, внешний магнитный поток, воздействующий на сквид, можно представить в виде

$$\varphi_e = \varphi_x + \sum_i \varphi_i \sin(\omega_i t + \theta_i),$$

где φ_x — магнитный поток низкочастотных помех; φ_i, ω_i — случайные амплитуды и частоты переменных магнитных помех. Для усредненного значения выходного напряжения квадратичного детектора при воздействии на сквид суммы $(\varphi_{КС} + \varphi_e)$ будем иметь $\langle \bar{U}_{\text{СКВ}}^2 \rangle = \bar{v}^2 \langle 1 - \langle \cos 2(\varphi_{КС} + \varphi_e) \rangle \rangle$, где V — подлежащая выделению функция, $V = V_1(I_n, \epsilon_k)$ для ВЧ- и $V = V_2(I_p)$ для ПТ-сквидов соответственно. Ошибку, обусловленную наличием второго члена, воспользовавшись разложениями тригонометрических функций по функциям Бесселя, можно оценить как

$$\langle \cos 2(\varphi_{КС} + \varphi_e) \rangle \leq J_0(2\varphi_{КСМ}) \sin(2\varphi_x + 3\pi/2).$$

Из неравенства следует, что погрешность $\delta = \langle \bar{U}_{\text{СКВ}}^2 \rangle - \bar{v}^2 / \bar{v}^2$ вследствие влияния внешних помех может быть обращена в нуль при выборе амплитуды контрольного сигнала из условия $J_0(2\varphi_{КСМ}) = 0$ или ослаблена до пренебрежимо малого уровня путем увеличения его амплитуды $\varphi_{КСМ}$.

Предложенный способ устранения влияния φ_x позволил реализовать требования к точности и обеспечить автоматическую настройку сквидов БМС в условиях воздействия внешних помех. Как показывает многолетнее практическое использование, установленные критерии и алгоритмы обеспечивают качество автоматической настройки не хуже достигаемого при тщательной ручной настройке.

Низкочастотные шумы сквидов. При переходе к многоканальным БМС резко возрастают требования к надежности и стабильности работы сквидов и их основного сверхпроводникового квантового интерферометрического элемента.

При работе без МЭК возникают дополнительные причины нестабильности, обусловленные влиянием сильных магнитных полей. Дело в том, что СКИ весьма чувствительны к МП в момент перехода их в сверхпроводящее состояние. При этом в зависимости от условий перехода и уровня МП в этот момент происходит замораживание магнитного потока, приводящее к изменению параметров СКИ. В результате некоторые исправные каналы либо не работают, либо работают с низким отношением С/Ш.

Проведенный сравнительный анализ сквидов, изготовленных по различным технологиям, показал, что лучшие характеристики по стабильности и надежности работы в магнитных полях имеют сквиды на основе нитрида ниобия NbN—Nb₂O₅—Nb. Однако для них был характерен более высокий (по сравнению с Nb—Al_xO_y—Nb-сквидами) уровень шума, особенно на низких частотах из-за вклада шума вида 1/f со спектральной плотностью $S(f) = 1/f^n$, где $n = 1-2$ [2, 19, 47].

Механизм образования шумов вида 1/f в сквиде в деталях до сих пор не изучен. Однако можно выделить, по крайней мере, два основных источника этого вида шума [3, 30, 31]. Первый источник обусловлен флуктуациями критических токов джозефсоновских переходов сквида δI_c . Второй источник 1/f-шума в сквидах связан с дрейфом магнитного потока, захваченного в теле сквида. Такой дрейф $\delta \Phi_x$ создает шумовой магнитный поток, воздействие которого на сквид ничем не отличается от воздействия измеряемого магнитного потока Φ_x .

Изучение возможности подавления шума 1/f было проведено аналитически на основе анализа различий влияния его составляющих на ВПХ. В общем случае ВПХ $V = V(\Phi, I_p)$ является периодической нелинейной функцией магнитного потока Φ , воздействующего на сквид, и протекающего через него рабочего тока I_p .

В случае симметричного сквида, у которого критические токи переходов I_{c1}, I_{c2} , а также индуктивности плеч $L_1 = L_2 = 1/2L$ равны, изменение знака рабочего тока приводит к зеркальному отображению ВПХ $V(\Phi, I_p) = -V(\Phi, -I_p)$ относительно оси Φ . Такое поведение непосредственно следует из симметрии конструкции сквида [2—4]. С учетом этого синфазные флуктуации критических токов $\delta I_{c\Phi}$ обоих переходов можно описать эквивалентной вариацией рабочего тока $\delta I_p = -\delta I_{c\Phi} \text{sign}(I_p)$, где $\text{sign}(I_p) = 1$ при $I_p > 0$ и $\text{sign}(I_p) = -1$ при $I_p < 0$.

Определение влияния противофазных флуктуаций критических токов переходов на ВПХ базируется на результатах исследования характеристик несимметричного ($I_{c1} \neq I_{c2}, L_1 \neq L_2$) сквида [4, 32].

Было установлено, что ВПХ несимметричного сквида имеет детерминированный сдвиг по оси Φ на $\Delta\Phi = L_1 I_{c1} - L_2 I_{c2}$ относительно ВПХ симметричного сквида. Аналогично противофазные составляющие $\delta I_{p\Phi}$ флуктуаций критических токов создают сдвиг ВПХ, который можно оценить как $\delta\Phi_n = L(\delta I_{n1} - \delta I_{n2})$. Этот сдвиг носит случайный характер и зависит от времени, но его знак, как и в случае сдвига $\Delta\Phi$, обусловленного несимметрией сквида, изменяется при изменении направления рабочего тока.

Что касается флуктуаций, обусловленных движением захваченного в теле сквида магнитного потока $\delta\Phi_3(t)$, то они проявляют себя как внешний случайный магнитный поток, не отличимый от магнитного потока сигнала.

На основе изложенного было получено выражение для ВПХ сквида, в котором учтены рассмотренные выше механизмы влияния источников шума $1/f$ на ее форму:

$$V(\Phi, I_p) = \text{sign}(I_p) \left\{ V[\Phi + \text{sign}(I_p)\delta\Phi_n, I_p \text{sign}(I_p)] - \frac{\partial V}{\partial I} \delta I_{c\Phi} \right\},$$

где $\Phi = \Phi_x + \delta\Phi_3(t)$.

Полученное выражение дает основу для анализа возможности подавления шумов $1/f$ схемотехническими способами. В частности, были определены условия подавления шумов $1/f$ от флуктуаций критических токов при использовании совместной модуляции рабочего тока и магнитного потока в сквиде: $\theta_1 = \theta_2, \text{sign}(I_p) = \text{sign}(U_0)$ либо $\theta_1 = \pi + \theta_2, \text{sign}(U_0) = \text{const}$, где θ_1, θ_2 — фазы опорных колебаний U_0 модуляции по магнитному потоку при $I_p > 0$ и $I_p < 0$ соответственно.

Предложенные схемы были исследованы экспериментально и показали высокую эффективность [18, 19, 48], что позволило в 5 и более раз уменьшить шум $1/f$ и использовать в МКГ стабильные сквиды на основе $\text{NbN—Nb}_2\text{O}_5\text{—Nb}$.

Метрологическое обеспечение биомагнитных исследований. Для становления МКГ как инструментов исследования биомагнитных полей требуется решить проблему их метрологического обеспечения. Получение количественных оценок различного рода погрешностей и уровней искажений измеряемых сигналов важно для проведения достоверной диагностики. Количественные оценки погрешностей необходимы также для разработки алгоритмов, адекватно отражающих исследуемые процессы. Высокая точность измерений требуется для обеспечения новых методов диагностики (построение статических и динамических изомагнитных карт). Здесь необходимы исследования погрешностей, обусловленных как взаимным влиянием каналов, так и нелинейностью ВПХ сквидов.

Особенностью режима работы БМС в неэкранированном помещении является одновременное воздействие на входные антенны сквидов слабого сигнала МКГ ($50 \cdot 10^{-12}$ Т), сильных магнитных помех от сети (10^{-8} — 10^{-7} Т) и внешних магнитных помех. При отсутствии МЭК даже в схемах с обратной связью нелинейность ВПХ сквидов может приводить к значительному искажению формы сигналов вследствие гармонических и интермодуляционных искажений. Так, при коэффициентах таких искажений всего $K = 0,1\%$ и уровне помех 10^{-7} Т амплитуды гармонических и комбинационных составляющих

равняются 10^{-10} Т, что в 2 раза превышает обычный уровень МКГ. В связи с этим важно исследование характеристик сквидов с учетом нелинейности ВПХ.

Исследована работа сквида с обратной связью с учетом нелинейности ВПХ и дрейфа интегратора [33, 34]. Изучались решения дифференциального уравнения, описывающего работу сквида с ОС:

$$\frac{d\Delta\varphi}{dt} + \omega_0 [f(\Delta\varphi) + \eta] = \frac{\partial\varphi_x}{\partial t}.$$

Здесь φ_x , φ_{OC} , $\Delta\varphi$ — нормированные в соответствии с выражением $\varphi = 2\pi\Phi/\Phi_0$ значения магнитных потоков: входного, обратной связи и ошибки слежения; $\Delta\varphi = \varphi_x - \varphi_{OC}$, $f(\Delta\varphi) = \sin(\Delta\varphi)$, $\eta = V_d/U_m$, U_m — максимальное напряжение на выходе СД, V_d — напряжение смещения нуля СД и интегратора, а также дрейф последнего; ω_0 — частота среза АЧХ сквида.

Решение этого нелинейного уравнения было получено для двух практически важных случаев гармонического ($\varphi_x = \varphi_m \sin(\Omega t)$) и бигармонического ($\varphi_x = \varphi_{m1} \sin(\Omega_1 t) + \varphi_{m2} \sin(\Omega_2 t)$), где $\Omega = \omega/\omega_0$, $\tau = \omega t$) воздействий.

При анализе полученных выражений найдены количественные оценки влияния нелинейности ВПХ на метрологические характеристики сквидов. В частности, изучены частотные зависимости коэффициентов гармоник и интермодуляционных искажений при различных амплитудах входного сигнала. Исследованы комбинационные составляющие ($i\Omega_1 \pm j\Omega_2$) и постоянная составляющая $D(\eta, \varphi_{m1}, \varphi_{m2})$. Искажения формы МКГ-сигнала, вызванные комбинационными спектральными составляющими, проявляются в изменениях амплитудных соотношений между различными его участками и в появлении ложных экстремумов.

На основе этих результатов определены требования к динамическому диапазону и ширине рабочей полосы частот (в пределах которой он обеспечивается при заданном уровне нелинейных искажений) для сквидов магнитокардиографа. Установлено, что наличие напряжения смещения на выходе детектора сквида $\eta \neq 0$ приводит к возникновению дополнительного низкочастотного шума. В магнитокардиографе это проявляется как дрейф нулевого уровня сигнала, затрудняющий процесс правильной диагностики. Для исключения этого источника шумов необходимо при настройке сквидов в магнитокардиографе обеспечить смещение $\eta = 0$. При этом в выходном сигнале исчезают также четные гармоники и комбинационные составляющие вида $\Omega_1 \pm \Omega_2$.

В сквидах ВЧ типа ВПХ в пределах половины периода линейна, что хорошо подтверждается экспериментальными исследованиями, проведенными в эталоне индукции слабого переменного МП [17].

В связи с этим при построении структуры БМС в магнитометрических каналах, работающих при большом уровне входного сигнала, целесообразно использовать ВЧ-сквиды, обладающие высокой линейностью коэффициента преобразования.

В градиентометрических каналах на вход сквида поступают значительно меньшие (в 10^2 — 10^3 раз) сигналы. При этом использование ПТ-сквида предпочтительнее ввиду более низкого уровня их собственных шумов.

Уменьшение влияния внешних магнитных помех. Перечисленные выше проблемы являются общими при разработке МКГ независимо от применяемого подхода к решению проблемы подавления внешних магнитных помех. По подходам, принятым в решении проблемы подавления помех, МКГ делятся на два класса: предназначенные для работы с магнитным экранированием либо без него.

Первое направление развивается в ряде стран (США, Финляндия, Германия, Нидерланды и другие); на этих МКГ получены важные результаты в магнитокардиографии и магнитоэнцефалографии. Применение полной МЭК, обеспечивающей достаточный уровень подавления постоянных и переменных МП, решает проблему борьбы с внешними помехами, но значительно повышает стоимость МКГ и расходы на их эксплуатацию.

В связи с этим такие МКГ разрабатываются и эксплуатируются в крупных исследовательских центрах и фирмах (университеты Хельсинки, Твенти, Нью-Йорка, центры РТВ, NBS, фирмы "Siemens", IBM). Системы с упрощенными магнитными экранами, которые обеспечивают достаточное экранирование лишь переменных магнитных помех на частотах выше 10—20 Гц, более дешевы и разрабатываются в Канаде, Италии, на Украине (ФТИНТ), в РФ (ИРЭ).

Системы, ориентированные на работу без МЭК, начали активно разрабатываться позднее, когда стало ясно, что магнитокардиография является перспективным методом исследования и позволяет получать новую для медицины информацию. Такие работы ведутся, например, в Италии.

На пути создания систем без МЭК стоит проблема подавления внешних магнитных помех. Обычные методы повышения отношения С/Ш оказываются неэффективными (линейная фильтрация из-за перекрытия спектров сигнала МКГ и флуктуаций МП Земли, а адаптивная весовая обработка из-за нестационарности процесса флуктуаций).

Поэтому в основе разрабатываемых методов лежит подход, основанный на пространственной фильтрации. При этом антенны ТМП строятся по схемам градиентометров. В этом случае МП удаленных от точки измерения объектов, имеющие пространственную зависимость, характерную для дипольного источника, ослабляются градиентометром пропорционально $(b/r)^n$, где r — расстояние между объектом, создающим помеху, и приемной антенной; b, n — база градиентометра и его порядок соответственно.

Анализ уровней основных помех (МП Земли и его флуктуаций, МП питающей сети 50 Гц, магнитных помех, создаваемых транспортом и т. д.) показывает, что, используя градиентометры второго порядка, которые полностью подавляют однородную составляющую поля помех и их градиенты первого порядка, можно регистрировать магнитокардиограмму с приемлемым для диагностики качеством.

Однако в реальном исполнении характеристики градиентометра отличаются от идеальных. Это отличие можно определить как отношение выходных сигналов градиентометра и магнитометра с идентичными характеристиками при помещении их в однородное МП. Обычно небаланс в реальном градиентометре составляет 10^{-2} — 10^{-3} (при требуемых значениях порядка 10^{-5}), что недостаточно для получения приемлемых значений отношения С/Ш. Для доведения небаланса до необходимого уровня в БМС применяется подход, основанный на введении дополнительно к реальному градиентометру трех магнитометров, приемные антенны которых ориентированы вдоль координатных осей X, Y, Z . При этом выходные сигналы магнитометров U_x, U_y, U_z с некоторыми весовыми коэффициентами K_x, K_y, K_z суммируются с выходным сигналом градиентометра U_r с целью приближения его характеристик к идеальным.

Такой подход является перспективным, однако его возможности исследованы недостаточно. Были проведены теоретические и экспериментальные исследования принципа пространственной фильтрации. Доказаны существование и единственность весовых коэффициентов, исследованы шумовые характеристики и частотные зависимости небаланса. Предложены способы определения коэффициентов. Вследствие того что ориентация и площади приемных антенн магнитометров неизвестны с необходимой точностью (из-за технологического разброса и погрешностей изготовления), коэффициенты определяются экспериментально. Ниже дан краткий анализ рассмотрения перечисленных вопросов [35, 36].

В магнитном поле $B(r, t)$ выходные сигналы магнитометров U_i ($i = x, y, z$) и градиентометра U_r представляют собой скалярные потоки векторного поля индукции через их приемные контуры. С учетом изложенного уравнение для $\Delta U(t) = \sum_i \tilde{\kappa}_i \tilde{U}_i - \tilde{U}_r$ можно записать в векторной форме. Задача состоит в нахождении коэффициентов $\tilde{\kappa}_i$, при которых вклад в $\Delta U(t)$ однородной составляющей $B_0(t)$ неоднородного в пространстве и меняющегося во времени

магнитного поля $\mathbf{B}(r, t)$ обращается в нуль для любого момента времени. Рассматривая $\Delta U(t)$ в виде суммы вкладов от однородной составляющей и градиентов $\Delta U(t) = \Delta U_0(t) + \Delta U_r(t)$, для $\Delta U_0(t)$ получим не зависящее от координат уравнение

$$\Delta U_0(t) = B_0(t) \left(\sum_i K_i \mathbf{S}_i - \Delta \mathbf{S} \right), \quad \Delta \mathbf{S} = \sum_{j=1}^4 (-1)^j \mathbf{S}_j.$$

Здесь $\mathbf{S}_1, \mathbf{S}_2, \mathbf{S}_3, \mathbf{S}_4, \mathbf{S}_x, \mathbf{S}_y, \mathbf{S}_z$ — векторы ориентации приемных контуров градиентометра второго порядка и магнитометров соответственно.

Для выполнения равенства $\Delta U_0(t) = 0$ в произвольный момент времени необходимо, чтобы в нуль обратилось значение выражения в скобках формулы. Последнее возможно, если векторы приемных контуров магнитометрических каналов некопланарны, т. е. образуют базис. Так как условие некопланарности выполняется, коэффициенты K_i , обращающие в нуль $\Delta U_0(t)$, существуют, единственны и не зависят от времени и ориентации вектора магнитного поля.

В результате анализа структуры пространственной фильтрации определен вклад каналов X, Y, Z в виде $\langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle$ ($i = x, y, z$) в шумовой магнитный поток на выходе схемы $\langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle$. Для возрастания шумового магнитного потока $\nu = \langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle / \langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle^{1/2}$ получено выражение

$$\nu = \left[1 + \sum_i \left(\delta_{\text{н}} \frac{K_{\text{гф}}}{K_{\text{гф}}} \right)^2 \frac{\langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle}{\langle \Phi_{\text{ш}}^2 \rangle} \right]^{1/2},$$

где $K_{\text{гф}}, K_{\text{гф}}$ — коэффициенты, характеризующие эффективность преобразования индукции магнитного поля в магнитный поток для градиентометра и магнитометров соответственно; $\delta_{\text{н}}$ — технологический небаланс градиентометра. Исследованы частотные зависимости небаланса, обусловленные различиями в АЧХ каналов. При этом небаланс $\delta(\omega)$ представлен в виде $\delta(\omega) = \delta(0) + \delta_1(\omega)$, где $\delta(0)$ — небаланс, полученный на выходе схемы после установки значений весовых коэффициентов; $\delta_1(\omega)$ — частотно-зависимая составляющая небаланса;

$$\delta_1(\omega) = \sum_i \delta_{\text{н}} \left(\frac{\omega}{\omega_r} \right)^2 \left(\frac{\omega_i}{\omega_r} - 1 \right),$$

где ω_i, ω_r — частоты среза АЧХ магнитометров и градиентометра соответственно. Показано, что для обеспечения приемлемого (не более 10 раз) ухудшения уровня подавления помех необходимо выбирать частоты среза АЧХ каналов не менее чем в 100 раз выше верхней частоты спектра МКГ-сигналов и уменьшать разброс в их значениях.

Для экспериментального нахождения весовых коэффициентов можно использовать два различных подхода: либо введение тестового однородного МП, либо выделение однородной составляющей из поля помех.

При высоком уровне помех, когда требуемый уровень небаланса составляет 10^{-5} , может использоваться способ определения коэффициентов с помощью тестового МП, создаваемого системой катушек Гельмгольца. В этом случае, создавая МП $B_j(t)$ в трех некопланарных направлениях ($j = 1, 2, 3$), можно составить систему трех линейно независимых уравнений, решив которую найдем значения коэффициентов. Для подавления внешних помех при измерениях сигналов используется синхронное детектирование с опорным напряжением $U_{\text{оп}}[I(t)]$, пропорциональным току $I(t)$, создающему поле $B_j(t)$ в катушках Гельмгольца. При этом система имеет вид

$$\langle U_j(t) \rangle [K_i] = \langle U_{\text{оп}}(t) \rangle, \quad i = x, y, z,$$

где $\{U_{ij}(t)\}$ — 3×3 -матрица измеренных усредненных напряжений на выходах магнитометрических каналов; $[K_i]$, $\{U_{ij}(t)\}$ — векторы коэффициентов и напряжений на выходе градиентометра соответственно. Если уровень помех в месте расположения БМС не слишком высок (требуемое значение небаланса 10^{-4}), то систему катушек Гельмгольца можно исключить из состава БМС. При этом для определения коэффициентов в качестве тестового МП используется МП питающей сети 50 Гц [37].

Возможность такого подхода основывается на результатах исследования пространственных и спектральных характеристик помех, которые показали, что МП, обладающие значительными градиентами, создаются либо от движущихся магнитных масс, либо индуцированными МП сети 50 Гц. Причем в них преобладают высшие гармоники, а уровень основной частоты невысок. МП основной частоты 50 Гц более однородно (на уровне порядка 10^{-3} — 10^{-4}). Таким образом, в качестве тестового сигнала можно использовать МП основной частоты сети, выделив его из спектра помех методом частотной фильтрации.

Реализация принципа пространственной фильтрации позволила решить одну из самых трудных проблем на пути создания МКГ, работающих без применения МЭК.

Технические параметры разработанных МКГ. На основе проведенных исследований разработаны магнитокардиографы различных модификаций [22, 38—40].

Модификация на основе ВЧ-сквидов: датчик объемный, конструкции Циммермана; порог чувствительности по магнитному полю менее 40×10^{-15} Т/√Гц; граничная частота шума типа $1/f$ ниже 0,1 Гц.

Модификация на основе ПТ-сквидов: датчик туннельного типа на основе NbN—Nb₂O₅—Nb; порог чувствительности по магнитному полю менее $15 \cdot 10^{-15}$ Т/√Гц; шум типа $1/f$ начинает проявляться на частотах ниже 0,5—3 Гц; динамический диапазон более 120 дБ; время работы магнитокардиографа без дозаправки хладагента не менее 48 ч; время ввода в режим одного канала около 60 с.

Стеклопластиковый криостат имеет объем 7 л, его конструкция позволяет разместить от одного до семи градиентометров второго порядка и три магнитометра для системы подавления помех.

В магнитокардиографах предусмотрены: электронная компенсация небаланса градиентометрических антенн с использованием трех магнитометрических каналов, автоматический ввод в режим сквидов, система подавления помех промышленной частоты, тестирование магнитокардиографа. Результаты измерения представляются в реальном масштабе времени на дисплее. Имеется возможность создания архива записей МКГ для последующего анализа и обработки. Управление работой осуществляется IBM PC/AT.

Комплекс принципиальных и схемотехнических решений позволил создать магнитокардиограф, надежно функционирующий на уровне предельной чувствительности без применения магнитоэкранированных комнат. Благодаря высокому уровню автоматизации для его обслуживания не требуется технический персонал высокой квалификации.

Разработаны и переданы заказчикам БМС (5—10 каналов), в частности, в НПО «Вектор» (Санкт-Петербург), ИРЭ РАН (Москва), Медицинскую корпорацию (Харьков), Институт терапии РАМН (Новосибирск). На Электромеханическом заводе (Екатеринбург) по переданной документации изготовлены две системы для магнитокардиографических исследований.

С помощью созданных МКГ получены важные результаты в магнитокардиографии. Совместно с учеными Института терапии РАМН проведены массовые магнитокардиографические обследования, которые продолжаются [41—43]. Кроме того, нужно отметить, что впервые в стране были зарегистрированы вызванные отклики магнитного поля мозга человека (в ИРЭ РАН).

Результаты применения в кардиологии. Один из магнитокардиографов проходит апробацию (более 2 лет) в лаборатории, находящейся в обычном

Патология	ЭКГ	ЭхоКГ	МКГ
Постинфарктный кардиосклероз	27 (+)	(-)	50 (+)
Стенокардия	18 (+)	(-)	50 (+)
Инфаркт миокарда	37 (+)	(-)	75 (+)
Мелкоочаговый инфаркт миокарда	33 (+)	(-)	83 (+)
Гипертрофическая КМП	(?)	100 (+)	40 (+) 60 (±)
Дилатационная КМП	67 (-) 33 (?)	100 (±)	67 (+) 33 (±)
Гипертрофия левого предсердия	(-)	100 (+)	100 (+)

Обозначения: (+) — однозначное диагностирование, (±) — неоднозначное, (-) — не диагностируется, (?) — никаких выводов сделать нельзя.

учебном корпусе НГТУ. Исследования по определению диагностических возможностей магнитокардиографии проводятся сотрудниками НГТУ и Института терапии СО РАМН (Новосибирск) путем сравнения результатов, полученных методами ЭКГ, ЭхоКГ, МКГ и зондирования полостей сердца.

ЭКГ регистрировалась в 12 общепринятых отведениях и 36 точках прекардиальных отведений передней поверхности грудной клетки (электрокардиограф ЕС), ЭхоКГ — на ультразвуковых сканерах "Acuson-128". Регистрация МКГ осуществлялась созданным магнитокардиографом в тех же 36 точках при расстоянии чувствительного элемента от грудной клетки 12 ± 3 мм и скорости записи 25 мм/с. Калибровочный сигнал составлял 10^{-12} Т/мм.

Общее число пациентов, прошедших обследование, более 200 человек. Обследовались больные с различными формами болезней сердца: ишемическая болезнь сердца (ИБС) — постинфарктный кардиосклероз, стенокардия, инфаркт миокарда (ИМ), мелкоочаговый инфаркт миокарда; кардиомиопатия (КМП) — гипертрофическая и дилатационная; гипертрофии различных отделов сердца. Ниже приводятся результаты обработки данных по группе обследуемых в количестве 88 человек (обследование 32 человек проводилось дважды с промежутком времени 3—4 мес.). Данные по остальным пациентам обрабатываются. При постановке диагноза применялся морфологический анализ, достоверность которого подтверждалась данными анамнеза по требованиям Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) (срок наблюдения за больными от 3 до 10 лет) [44—46, 49]. В таблице приведены основные результаты исследований, где в процентах указана диагностируемость различных патологий сердца в отношении к предполагаемому диагнозу в анамнезе по рекомендациям ВОЗ.

Как показывают вышесприведенные данные, МКГ имеет большие возможности по сравнению с ЭКГ при диагностике ИБС и мелкоочаговых ИМ (диагностика этих заболеваний с помощью ЭхоКГ невозможна). Кроме того, проведение МКГ-исследований позволяет изучать динамику развития КМП и диагностировать первичные электрофизиологические нарушения в миокарде, что важно при оценке степени риска внезапной смерти. Учитывая, что МКГ объединяет ряд достоинств ЭхоКГ и ЭКГ, она может быть использована для проведения массовых обследований населения.

Заключение. На основании проведенных исследований были разработаны МКГ, обладающие высоким уровнем помехозащищенности, автоматической настройкой сквидов, малой погрешностью. Таким образом, созданные МКГ

позволяют проводить исследования силами медицинского персонала в условиях клинических центров без использования МЭК.

Решены вопросы минимизации шумов сквидов в реальных схемах их рабочих исследований, повышающих диагностические возможности магнитокардиографов. В частности, целесообразно увеличение числа измерительных каналов до десяти и более, что позволит наблюдать и анализировать процесс распространения возбуждения по сердцу в течение полного цикла его работы.

Далее, перспективен переход от регистрации показаний МКГ к представлению данных в виде статических и динамических изомагнитных карт, представляющих собой пространственное распределение линий равной магнитной индукции МП сердца. Применение такого подхода позволяет повысить точность локализации областей, где происходит нарушение нормальной работы сердца. Для внедрения изомагнитных карт в клиническую практику необходимо разработать дополнительные аппаратные и программные средства, которые дадут возможность автоматизировать процессы сбора, синхронизации и обработки данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Baule G., McFee R. Detection of the magnetic field of the heart // Amer. Heart J. 1963. 66.
2. Кларк Дж. Сверхпроводящие квантовые интерференционные приборы для низкочастотных применений // Слабая сверхпроводимость. Квантовые интерферометры и их применения. М.: Мир, 1980.
3. Бароне А., Паттерно Дж. Эффект Джозефсона. Физика и применения. М.: Мир, 1984.
4. Лихарев К. К. Введение в динамику джозефсоновских переходов. М.: Наука, 1985.
5. Рогачевский Б. М. Сверхпроводниковые средства измерений // Автометрия. 1993. № 1.
6. Cohen D., Zimmerman J., Edelsack E. Magnetocardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer // Appl. Phys. Lett. 1970. 16.
7. Carelli P., Pizella V. Biomagnetism: an application of superconductivity // Supercond. Sci. Technol. 1992. N 6.
8. Fenici R., Melillo G. et al. Clinical magnetocardiography // Intern. J. of Cardiac Imaging. 1991. N 7.
9. Данилов В. В., Лихарев К. К. Динамические и флуктуационные параметры радиочастотных сквидов // Радиотехника и электроника. 1980. № 8.
10. Данилов В. В., Лихарев К. К. Динамические и флуктуационные параметры сквидов постоянного тока // Радиотехника и электроника. 1981. № 4.
11. Голышев Н. В. Высокочастотные сквиды и устройство их автоматической настройки для сверхпроводниковых измерительных систем: Автореф. дис. ... канд. техн. наук /НЭТИ. Новосибирск, 1987.
12. Голышев Н. В., Рогачевский Б. М. Оценка шумового магнитного потока реальных высокочастотных сквидов // Изв. вузов. Приборостроение. 1987. № 5.
13. Суходоев И. А. Шумы электрических цепей. М.: Связь, 1975.
14. Голышев Н. В., Моторин С. В., Зотов М. П., Рогачевский Б. М. Автоматизированный ПТ-СКВИД тесламетр // Проблемы магнитных измерений и магнитоизмерительной аппаратуры: Тез. докл. 7-й Всесоюз. науч.-техн. конф. Л., 1989.
15. Голышев Н. В., Гринберг Я. С. Шум Найквиста неравномерно нагретой длинной линии // ЖТФ. 1987. 57, вып. 6.
16. Береснев В. К., Голышев Н. В., Моторин С. В. и др. Автоматизированный комплекс для измерений слабых магнитных полей // ПТЭ. 1989. № 4.
17. Горст В. Г., Голышев Н. В., Моторин С. В. и др. Исследование сверхпроводникового тесламетра в рабочем эталоне единицы магнитной индукции слабого переменного магнитного поля // Измер. техника. 1989. № 6.
18. Голышев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский Б. М. и др. Шумы NbN—Nb₂O₅—Nb-сквидов постоянного тока // Автометрия. 1993. № 1.

19. Golyshev N. V., Rogachevsky B. M., Motorin S. V. et al. Noise properties of NbN—Nb₂O₅—Nb DC SQUIDS // Proc. Europ. Conf. Appl. Superconductivity. Göttingen, Germany, 1993.
20. Classen J. Coupling considerations for squid devices // J. Appl. Phys. 1975. 16, N 5.
21. Голышев Н. В., Моторин С. В. Обратные связи в сверхпроводниковом тесламетре // Измерительно-вычислительные системы и их элементы. Теория и реализация: Межвуз. сб. науч. тр. Новосибирск: НЭТИ, 1990.
22. Голышев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский В. М. и др. Некоторые аспекты построения магнитокардиографической сверхпроводниковой системы // Микропроцессорные системы контроля: Мат-лы Сибир. науч.-техн. конф. Новосибирск, 1992.
23. Голышев Н. В., Моторин С. В. Сравнительный анализ способов введения обратной связи в сверхпроводниковом тесламетре // Высокотемпературная сверхпроводимость: Межотрасл. науч.-техн. сб. М.: ВНИИ, 1990. Вып. 1.
24. Голышев Н. В., Моторин С. В. Выбор критериев и алгоритмов автоматической настройки высокочастотных скивдов // Измерительно-вычислительные системы. Теория и реализация: Межвуз. сб. науч. тр. Новосибирск: НЭТИ, 1989.
25. Голышев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский В. М. Автоматический ввод в режим скивд-приборов // Автометрия. 1993. № 1.
26. Golyshev N. V., Rogachevsky B. M., Motorin S. V. Automatic setting of SQUID devices into working regime // Proc. Europ. Conf. Appl. Superconductivity. Göttingen, Germany, 1993.
27. Голышев Н. В., Гринберг Я. С. Измерение собственного шума радиочастотного джозефсоновского интерферометра // Сверхпроводимость. Физика, химия, техника. 1990. 3, № 5.
28. А. с. 1626882 СССР. Способ настройки сверхпроводникового квантового интерференционного датчика /Н. В. Голышев, С. В. Моторин. Заявл. 05.10.88.
29. А. с. 1400297 СССР. Сверхпроводниковый квантовый интерференционный датчик /Н. В. Голышев, С. В. Моторин, Б. М. Рогачевский. Заявл. 09.06.86.
30. Wellstood F. C., Urbina C., Clarke J. Low-frequency noise in dc superconducting quantum interference devices below 1k // Appl. Phys. Lett. 1987. 50.
31. Foglietti V., Gallagher W. J., Koch R. H. A novel modulation technique for 1/f noise reduction in dc SQUIDS // IEEE Trans. Magn. 1987. 23, N 2.
32. Везуглая Г. В., Вондаренко С. И., Лобанов К. В., Кравченко В. В. О влиянии собственного магнитного поля на характеристики сверхпроводящих интерферометров // ЖТФ. 1979. 40, вып. 1.
33. Голышев Н. В., Гринберг Я. С., Моторин С. В., Рогачевский В. М. Оценка гармонических искажений в скивде постоянного тока // Изв. вузов. Приборостроение. 1991. № 4.
34. Golyshev N. V., Greenberg J. S., Rogachevsky B. M., Motorin S. V. Harmonic distortions in DC SQUID // Proc. Europ. Conf. Appl. Superconductivity. Göttingen, Germany, 1993.
35. Голышев Н. В., Гринберг Я. С., Моторин С. В., Рогачевский В. М. Сверхпроводниковая градиентометрическая система // Измерительно-вычислительные системы и их элементы. Теория и реализация: Межвуз. сб. науч. тр. Новосибирск: НЭТИ, 1990.
36. А. с. 1443597 СССР. Способ измерения градиента индукции магнитного поля /Н. В. Голышев, Я. С. Гринберг, С. В. Моторин, Б. М. Рогачевский. Заявл. 10.03.87.
37. Береснев В. К., Голышев Н. В., Катрук Ю. М. и др. Компенсация помех промышленной частоты в сверхпроводниковом магнитокардиографе // Изв. вузов. Приборостроение. 1992. № 6.
38. Голышев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский В. М. и др. Сверхпроводниковая измерительная система для магнитоэнцефалографических исследований // Микропроцессорные системы автоматизации: Тез. докл. 2-й Всесоюз. науч. конф. Новосибирск, 1990.
39. Голышев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский В. М. и др. Сверхпроводниковый магнитокардиограф // Приборы и системы управления. 1993. № 5.
40. Golyshev N. V., Rogachevsky B. M., Motorin S. V. Superconducting magnetocardiograph // Proc. Europ. Conf. Appl. Superconductivity. Göttingen, Germany, 1993.
41. Журавлев Ю. Е., Липович А. Я., Матлашов А. Н. и др. Динамическое картирование вызванных магнитных полей мозга человека // ДАН СССР. 1987. 296, № 1.
42. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Кравченко Т. А. и др. Использование магнитокардиографии при диспансерном наблюдении больных ишемической болезнью сердца // Новые методы диагностики и лечения заболеваний: Тез. докл. науч.-практ. конф. Новосибирск, 1992.
43. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Голышев Н. В. и др. Магнитокардиография: перспективы применения в кардиологии // Актуальные вопросы патологии внутренних органов. Новосибирск, 1993. (Науч. тр. Новосиб. мед. ин-та. Т. 142).

-
44. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Ермакова Э. Н. и др. Магнитокардиография и ее роль в диагностике ишемической болезни сердца // Тез. докл. I Междунар. конгр. кардиологов Центральной Азии. Бишкек, 1993.
 45. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Ермакова Э. Н. и др. Магнитокардиография в комплексном клиническом обследовании больных ишемической болезнью сердца // Кардиология, успехи, проблемы и задачи: Тез. докл. Всесоюз. науч. конф. Санкт-Петербург, 1993.
 46. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Цельмин С. Г. и др. Магнитокардиография в выявлении нарушений процесса реполяризации у больных ишемической болезнью сердца // Актуальные вопросы современной медицины: Тез. докл. науч.-практ. конф. Новосибирск, 1994.
 47. Гольшев Н. В., Гринберг Я. С., Моторин С. В., Рогачевский Б. М. О спектре выходного сигнала ПТ-сквида // Тез. докл. 4-го Всесоюз. сем. по функциональной магнитоэлектронике. Красноярск, 1990.
 48. Гольшев Н. В., Моторин С. В., Рогачевский Б. М. Улучшение разрешающей способности приборов на сквидах в области низких частот // Российск. науч.-техн. конф., посвященная Дню радио: Тез. докл. Новосибирск, 1994.
 49. Шабалин А. В., Кытманов А. В., Ермакова Э. Н. и др. Магнито-, электро- и эхокардиография в оценке изменений миокарда больных ишемической болезнью сердца // Новые методы диагностики и лечения заболеваний: Тез. докл. науч.-практ. конф. Новосибирск, 1992.

Поступила в редакцию 11 июля 1994 г.

Реклама продукции в нашем журнале — залог Вашего успеха!