

УДК 621.317.42

В.Н. Сосницкий, И.Д. Войтович, П.И. Сутковой, Ю.Д. Минов, Ю.А. Фролов

Оптимизация технологии магнитокардиографического картирования

Создана новая усовершенствованная система на основе разработанного магнитокардиографического комплекса. Подтверждена высокая воспроизводимость результатов исследований и повышенная помехозащищенность.

On the basis of the developed magnetocardiographic complex a new improved system is created. The high reproducing of the results of researches is confirmed as well as the enhanced noise immunity.

Створено нову вдосконалену систему на основі розробленого магнітокардіографічного комплексу. Підтверджено високу відтворюваність результатів досліджень і підвищено перешкодозахищеність.

Введение. Несмотря на фундаментальные успехи в изучении причинно-следственных механизмов развития патологий сердечно-сосудистой системы и все расширяющуюся номенклатуру новых медикаментозных средств сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) остаются наиболее частой причиной смертности во всем мире. В течение многих десятилетий фармакотерапия оставалась опорой лечения такого сложного осложнения ССЗ, как аритмия. И в последние годы становится очевидным тот факт, что разработка методов и лекарственных средств лечения опережает возможности методов и технических средств диагностики, доступных в современных кардиологических клиниках. Современные антиаритмические препараты классифицируют по их электрофизиологическим эффектам на клеточном уровне. А это, с одной стороны, требует индивидуализации их назначения. Для каждого больного необходимо подобрать препарат или комбинацию, наиболее действенные для него. С другой стороны, такое усложнение подхода к повышению эффективности лечения требует и адекватных возможностей диагностики с привлечением высокого исследовательского и диагностического потенциала современных технологий. Очевидно, что для оценки эффективности и индивидуального подбора терапии для каждого пациента требуется проведение нескольких высокоинформативных диагностических исследований через определенные промежутки времени.

В этом случае, наряду с требованием максимально возможных неинвазивности и безвредности для пациента, на передний план выступает требование высокой воспроизводимости результатов исследований при их многократном повторении, что вступает в противоречие с требованием максимально возможной чувствительности. На современном этапе развития диагностической аппаратуры этим требованиям в той или иной степени может удовлетворять самый современный метод неинвазивной электрофизиологии – магнитокардиография, с помощью которой посредством регистрации магнитных кардиосигналов над поверхностью грудной клетки пациента анализируются особенности изменений электрофизиологического субстрата в процессе лечения. Преимущества метода магнитного картирования продемонстрированы на тысячах больных в разных странах и описаны во многих научных статьях.

В настоящее время существует немало биомагнитных лабораторий, где проводятся исследования магнитных полей человека с помощью сверхпроводящего квантового интерференционного детектора (СКВИД) магнитометрических систем. Чтобы понизить влияние неизбежных помех, превышающих полезные сигналы в тысячи раз, такие системы в большинстве лабораторий Западных стран используют в комплекте с очень дорогими экранированными камерами. Этот фактор многие годы служил основным препятствием на пути широкого внедрения магни-

токардиографии в клиническую практику. Поэтому наши усилия были направлены на разработку МКГ системы, пригодной для работы в обычной клинике без экранированной камеры, при наличии помех промышленного города (силовые линии 50 Гц, электротранспорт, мобильная связь, помехи от различного электронного оборудования и др.), и такая система была разработана нами в рамках проекта УНТЦ № 2187 [1]. В течение пяти лет ее эксплуатации в Национальном научном центре «Институт кардиологии имени академика Н.Д. Стражеско» АМН Украины накоплен большой опыт, используемый для ее модернизации с учетом перечисленных выше требований.

Модернизация проведена по двум направлениям. Во-первых, внимание было сфокусировано на дальнейшем усилении помехозащитности измерительного модуля как самой чувствительной части измерительного комплекса. Во-вторых, проведена оптимизация алгоритма записи МКГ сигналов, способствовавшая повышению воспроизводимости точности позиционирования пациентов относительно измерительной сетки в случае многократного повторения обследований одних и тех же пациентов.

Особенности технологии регистрации кардиомагнитных сигналов

Процесс регистрации магнитокардиограмм проиллюстрирован на рис. 1. Пациент находится на лежаке, перемещающемся в горизонтальной плоскости по двум координатам в соответствии с заданной программой позиционирования. Максимально близко к грудной клетке, но не касаясь ее, располагается хвостовик криостата со сверхчувствительными СКВИДами. Регистрируемые сигналы проходят через электронный блок и после многоступенчатой обработки поступают в компьютер.

По традиционной процедуре регистрация МКГ сигналов проводится в 36-ти пространственных точках над грудной клеткой обследуемого. Длительность измерений в одной точке 0,5–1 мин. Такой временной интервал необходим для регистрации достаточного количества кардиоциклов, чтобы путем усреднения добиться максимального отношения сигнал/шум.

Таким образом, если использовать одноканальную МКГ систему, то процедура регистрации МКГ во всех 36-ти точках заняла бы примерно 40 минут. Это было бы утомительно и для здорового пациента. Время исследований можно уменьшить, если кардиомагнитные сигналы регистрировать одновременно в нескольких точках, т.е. использовать многоканальную систему. Такие системы используются во многих лабораториях. При этом количество каналов варьирует от десятков до нескольких сотен.

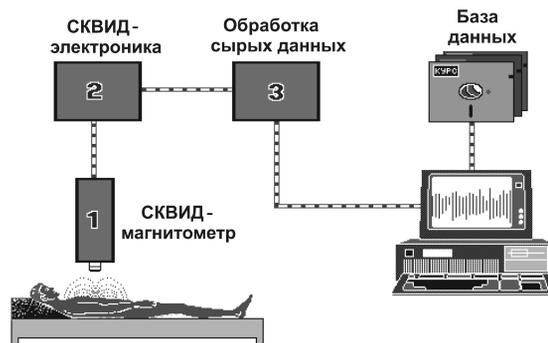


Рис. 1. Технологическая схема магнитокардиографического картирования

Однако при разработке пришлось учитывать тот факт, что увеличение числа каналов повышает стоимость как самой МКГ системы, так и расход самого дорогого материала – жидкого гелия. При этом значительного уменьшения времени обследования пациента не происходит, так как необходимо определенное время для его подготовки и подготовки самой измерительной системы. А это занимает не менее пяти минут. Поэтому для оптимизации баланса цена/качество диагностической процедуры выбрали набор из 4-х сигнальных и 3-х референсных каналов, что уменьшает количество регистрируемых позиций до девяти и время обследования каждого пациента до 10–15 минут, а 13 литров жидкого гелия хватает на семь суток непрерывной работы без дополнительной доливки криостата.

Блок-схема МКГ системы изображена на рис. 2. Вместе с регистрацией магнитокардиограмм в каждой четырех точках пространственной измерительной сетки со стороны квадрата 4 см записывается сигнал II-го отведения ЭКГ, который при дальнейшей обработке ис-

пользуется исключительно для синхронизации магнитокардиограмм. В блоке СКВИДов вместе с четырьмя информативными каналами, регистрирующими магнитокардиограммы, для регистрации сигналов магнитных помех используется трехканальный векторный СКВИД-магнитометр.

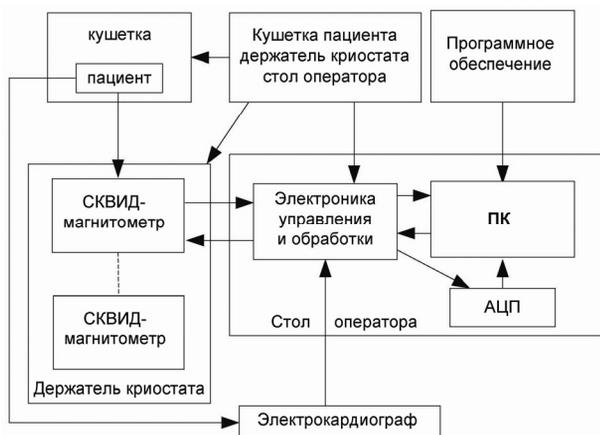


Рис. 2. Блок-схема МКГ системы

Конструктивно электроника МКГ системы скомпонована в виде двух функциональных блоков. Блок первичной электроники находится непосредственно на измерительных зондах, размещенных в криостате (рис. 3). Этот блок обеспе-



Рис. 3. Первичная электроника МКГ системы

печивает рабочие режимы питания СКВИДов, первичную обработку сигналов от всех семи каналов, измерение уровня жидкого гелия, на-

копление с помощью собственного микроконтроллера измеряемых сигналов и их передачу в блок управления и обработки. Эта часть электроники может работать в автономном режиме и не требует оперативного вмешательства оператора в процессе регистрации сигналов.

Второй функциональный блок электроники, выполняющий функции управления записью и обработки сигналов, находится в отдельном настольном модуле (рис. 4).



Рис. 4. Вид блока управления

Более подробно структура МКГ системы и особенности функционирования ее блоков описаны в [1]. Все описанные далее усовершенствования реализованы в новой модели кардиомагнитного сканера, общий вид которой показан на рис. 5.

Автоматизированная система позиционирования пациента

Необходимость перемещения пациента в зоне высокой чувствительности СКВИДов предъявляет ряд специфических требований к системе позиционирования. Эти требования сформировались в ходе оптимизации конструкции системы позиционирования на протяжении нескольких лет. При этом учтены замечания и пожелания медицинского и технического персонала, проанализированы отказы в работе системы и внесены соответствующие изменения в ее конструкцию. Наиболее предпочтительный вариант сканирования – фиксированное положение криостата с измерительными зондами и перемещение лежака с пациентом относительно криостата по двум координатам в соответствии с алгоритмом, заданным программой измерения.

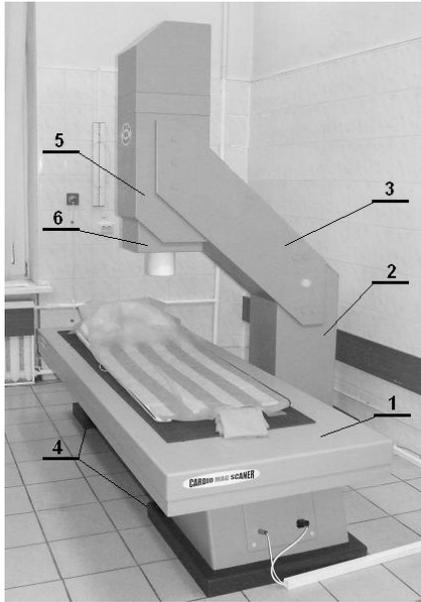


Рис. 5. Общий вид МКГ системы

Вариант перемещения криостата относительно неподвижного пациента сопряжен с рядом проблем. Измерительные антенны должны были перемещаться в окружающих магнитных полях, что приводило бы к нарушению баланса сверхпроводящих градиентометров и, соответственно, к существенному смещению уровня постоянного выходного сигнала. Дополнительные вибрации криостата во время перемещения увеличили бы интенсивность испарения, что вызывало повышение уровня шумов на выходах магнитометров и повышенный расход жидкого гелия. Увеличилось бы и время записи сигналов из-за необходимости ожидания затухания колебаний жидкого гелия и периодического восстановления постоянного уровня сигнала на выходе магнитометров.

Поэтому в новой модели кардиомагнитного сканера реализован алгоритм перемещения лежака с пациентом относительно неподвижного криостата с измерительными детекторами. Механическое перемещение элементов системы позиционирования пациента (СПП) обеспечивают два линейных реверсивных редукторных двигателя мощностью 270 Вт на основе асинхронного электрического привода и винтового механизма. Для контроля координат СПП используются датчики линейного перемещения на основе инкрементных оптических энкоде-

ров. На воспроизводимость результатов МКГ исследования оказывает большое влияние точность привязки измерительной сетки к положению сердца пациента. При разработке СПП особое внимание было уделено именно исходному позиционированию пациента с возможностью его коррекции, а также точности перемещения.

На рис. 6 представлена блок-схема управления СПП. Микроконтроллер (*R5F21134DFP* фирмы *RENESAS*) формирует команды на включение соответствующего электродвигателя, и лежак перемещается по одной из координат в заданное положение. При достижении им крайнего положения срабатывают концевые выключатели, и микроконтроллер формирует команду остановки двигателей. Чтобы исключить аварийную ситуацию на случай непредвиденного сбоя микропроцессорной системы, предусмотрена дополнительная механическая автоблокировка. Концевые выключатели (*LS-11/RLA*, фирмы *MOELLER*) имеют две группы контактов, последовательно срабатывающих при перемещении исполнительного механизма. Сначала замыкаются контакты, подающие сигнал микроконтроллеру, и если по каким-либо причинам лежак продолжает перемещаться, то вторая группа контактов непосредственно замыкает цепь питания соответствующего электродвигателя.

Датчики перемещения отслеживают координаты лежака. Закрепленное на валу энкодера (*RI 38-500A*, фирмы *HENGSTLER*) колесо пре-

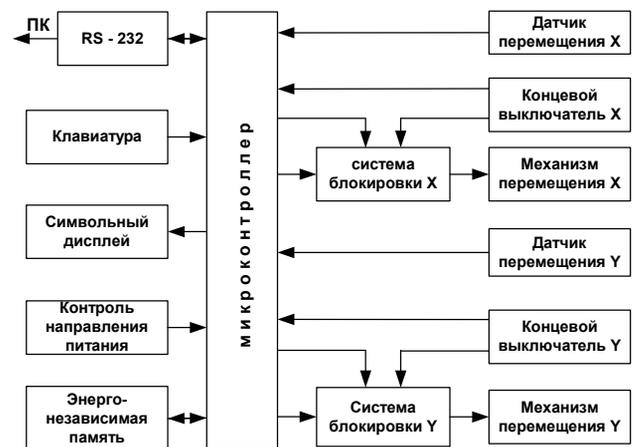


Рис. 6. Блок-схема управления системой позиционирования

образует линейное перемещение лежака во вращение оптического диска энкодера. При повороте вала энкодера на фиксированный угол (500 дискретов на один оборот оптического диска) в двух каналах формируются импульсы, фаза которых определяется направлением вращения. Импульсы энкодера подсчитывает микроконтроллер с учетом направления вращения. Данный энкодер относится к типу инкрементных, т.е. он непосредственно не определяет абсолютные координаты лежака. Для этого необходимо осуществить привязку данных счетчика импульсов к конкретному положению лежака, что реализуется в момент срабатывания соответствующих концевых выключателей. Такой алгоритм потребовал бы при каждом включении СПП первоначально перемещать лежак в крайние положения. Для устранения данного недостатка предусмотрено использование энергонезависимой памяти (*EEPROM AT24C64*). Микроконтроллер постоянно контролирует напряжение питания и в момент выключения СПП автоматически сохраняет последние значения координат лежака. При включении СПП предшествовавшие координаты лежака извлекаются из памяти. Таким способом реализуется аналог абсолютного энкодера, который в данном случае имеет преимущества в сравнении с истинным абсолютным энкодером. При демонтаже/монтаже СПП нет необходимости в точном выставлении первоначального угла вала энкодера, так как сохраняется возможность автоматической коррекции привязки координат в момент срабатывания концевых выключателей.

Перемещение лежака с пациентом может выполняться как автономно оператором, так и под управлением ПК через *COM*-порт (*RS-232*). Командами с пульта управления осуществляется выдвигание лежака в удобную для укладки пациента позицию, первоначальное позиционирование пациента относительно измерительных каналов МКГ системы и возвращение лежака с пациентом на исходную позицию по завершению МКГ исследования. В процессе измерения МКГ управление СПП передается на ПК, который перемещает лежак с пациентом по позициям стандартной сетки измерения МКГ. В

программе предусмотрена возможность коррекции положения сетки измерения относительно грудной клетки пациента для более точного совмещения карты распределения магнитного поля с анатомическим положением сердца пациента.

На символьный дисплей пульта управления выводится дополнительная информация о работе СПП для оперативного контроля перемещений лежака с пациентом как в виде номеров позиций сетки измерения МКГ, так и абсолютного перемещения в миллиметрах.

Так как МКГ система предназначена для измерения сверхслабых магнитных сигналов, то большое внимание уделено минимизации влияния магнитных помех, создаваемых СПП. Практически все детали изготовлены из полимерных и парамагнитных материалов. Для изготовления опорных и корпусных конструкций, ребор жесткости использовался листовая МДФ материал различной толщины. Направляющие линейного перемещения лежака, опорные ролики, корпуса подшипников, опоры двигателей изготовлены из капролона. Валы, втулки, шестерни промежуточного редуктора и часть крепежа, изготавливались из алюминиевого сплава Д16Т. Оба двигателя жестко закреплены в задней несущей опоре системы позиционирования на максимальном удалении от зоны измерений и их положение не изменяется при движении лежака. Перемещение лежака в продольном направлении обеспечивается редукторным мотором, оснащенный силовым винтом и штоком. Перемещение в поперечном направлении осуществляет мотор, с дополнительным редуктором, скользящим валом, ременной передачей и зубчато-реечным приводом. Предусмотрен режим «мягкого» включения электродвигателей, при котором управляющее твердотельное реле срабатывает в момент прохождения переменного питающего напряжения 50 Гц через ноль.

Высота горизонтальной плоскости лежака неизменна и составляет 580 мм относительно уровня пола. Лежак имеет защитную «юбку» высотой 150 мм, основное назначение которой исключить прямой доступ либо случайный контакт с подвижными частями лежака.

Система перемещения пациента имеет следующие параметры:

– диапазон продольного перемещения лежака: 0 – 290 мм;

– диапазон поперечного перемещения лежака: 0 – 260 мм;

– точность позиционирования пациента: ± 1 мм;

– скорость продольного перемещения: 10 мм/с;

– скорость поперечного перемещения: 10 мм/с;

– время перемещения лежака от точки к точке: 9 с;

– размер лежака: 2200 × 900 мм;

– допустимая нагрузка на лежак: 150 кг.

Стойка позиционирования измерительных детекторов в криостате (рис. 5) должна обеспечивать плавное перемещение криостата по высоте для обеспечения минимального расстояния между дном криостата и объектом измерения, его фиксацию и демпфирование измерительного блока от акустических и механических колебаний.

Стойка, как и лежак, имеет массивное устойчивое основание (4), причем стойка дополнительно установлена на подушках из материала, демпфирующего колебания пола. Вес стойки превышает 100 кг. Диапазон перемещения криостата составляет 300 мм, масса криостата и подвижного короба уравновешена противовесом, расположенным в вертикальной части стойки. Короб и противовес связаны двумя капроновыми тросами толщиной 10 мм. Перемещение криостата по высоте осуществляется вручную поворотом колеса с зубчато-реечным приводом.

Криоэлектронный блок и измерительные зонды. Именно блок криоэлектронных детекторов обеспечивает прием сверхслабых МКГ сигналов и их преобразование в предварительно обработанные и усиленные выходные сигналы СКВИД-магнитометров. На рис. 7 показана конструкция криоэлектронного блока. В специальном устройстве ввода (2) закреплены четыре измерительных зонда (3) со сверхпроводниковыми антеннами (4), размещенными во

внутреннем объеме стеклопластикового криостата (1), и электронными блоками (5), закрепленными на измерительных зондах. В устройстве ввода (2), кроме измерительных зондов, находится датчик уровня жидкого гелия (6), штуцер (7) заправки криостата жидким гелием и штуцер отвода газообразного гелия. В криоэлектронном измерительном блоке установлен также трехкомпонентный зонд (9) с ортогональными СКВИД-сенсорами (10) для приема сигналов электромагнитных помех, которые затем вычитаются из информационных сигналов. Криостат с измерительными зондами, электронные блоки и сигнальные кабели защищены от внешних электромагнитных воздействий радиочастотными экранами.

Конструкция измерительных зондов обычно зависит от числа каналов в МКГ системе. Если бы система содержала большое количество каналов, то все СКВИДы с антеннами для уменьшения теплопритока в жидкий гелий должны были бы составлять монолитный блок. В нашей измерительной системе зонды конструктивно самостоятельны. В каждом из них находится свой СКВИД, градиентометрическая антенна с системой механического баланса, электронный блок и узел уплотнения для герметизации ввода. Такая конструкция дает ряд эксплуатационных преимуществ: это, прежде всего, относительная простота сборки (технологичность изготовления), возможность замены любого из зондов в процессе сервисного обслуживания, а также возможность разворота отдельных зондов для оптимизации их баланса в градиентном магнитном поле внутри лабораторного помещения.

Конструкция зонда показана на рис. 8. Его основу составляет тонкостенная стеклопластиковая трубка (1) ди-

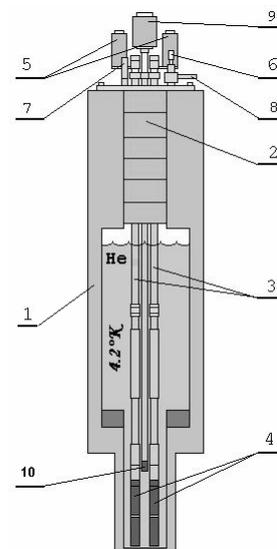


Рис. 7. Криоэлектронный блок

аметром 18 мм. На нижнем конце трубки закреплен графитовый каркас (2) с укрепленной на ней градиентометрической антенной второго порядка (3). Над антенной в полости трубки находится СКВИД (4). Над СКВИДом расположен механизм балансировки антенны (5), на котором закреплены регулировочные стеклопластиковые тяги (6). На верхнем конце трубки на фланце (7) размещен электронный блок первичной обработки сигнала (8). Крепление и герметичность зонда обеспечивает узел уплотнения (9). Вращение в механизм балансировки передается с помощью тонких осей из немагнитных материалов (10). Полость трубки заполнена теплоотражающими шайбами (11). Сечение сигнальных кабелей, регулировочных осей, несущей трубки предельно минимизировано. Конструкция зонда обеспечивает электромагнитное экранирование сигнальных кабелей СКВИД и антенны. В оригинальной системе балансировки измерительной антенны применены симметричные тримерные элементы, которые вносят минимальные искажения в магнитные поля, улавливаемые антенной [2].

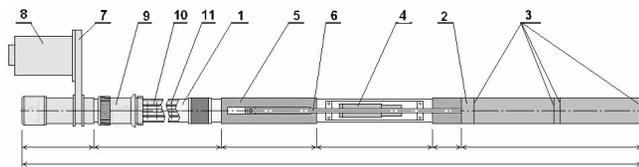


Рис. 8. Криоэлектронный измерительный зонд

Усовершенствование электронного блока МКГ системы

Для того чтобы исключить постоянную составляющую магнитного поля и при этом не исказить форму МКГ сигнала, в измерительных каналах разработанной нами ранее МКГ системы [1] применялись фильтры высоких частот (ФВЧ) на частоту 0,03 Гц. Однако столь низкая частота пропускания фильтра обуславливает значительное время его восстановления (больше 30 сек), что создает дополнительные временные задержки в процессе МКГ исследования. После перемещения пациента в следующую позицию сетки измерения, а также в случае сбоя обратной связи под действием импульса помехи требуется дополнительное вре-

мя на восстановления ФВЧ и тем самым увеличивается общее время МКГ исследования. Этот недостаток удалось устранить усовершенствованием входных каскадов измерительных каналов МКГ. Дополнительный коммутатор кратковременно (на 2 сек) увеличивает частоту среза ФВЧ до 0,7 Гц, после чего восстанавливает исходные параметры фильтров МКГ канала. Данный режим автоматически включается после завершения перемещения пациента в следующую позицию сетки измерения, а также после обнуления обратной связи СКВИД-каналов.

Оптимизация программного обеспечения

Как уже отмечалось выше, для воспроизводимости результатов повторных МКГ исследований пациентов крайне важно сохранить неизменным позиционирование пациента относительно детекторов. Ввиду индивидуальных особенностей грудной клетки каждого пациента визуальной привязки к внешним физиологическим точкам, как это делалось в предыдущей модели прибора, для этого недостаточно. Для решения этой проблемы программное обеспечение было дополнено функцией индикации и запоминания в цифровом виде на дисплее ПК амплитуды МКГ сигнала по каждому из сигнальных каналов. При этом, корректируя исходные координаты СПП, оператор добивается максимума МКГ сигнала в точке 3–2 измерительной сетки и только после этого производится запись МКГ во всех 36 точках.

За время эксплуатации МКГ комплекса разработано и освоено несколько дополнительных аппаратных и программных способов борьбы с помехами. В некоторых случаях амплитуда разовой помехи может превышать те пределы, когда она может быть еще отфильтрована с достаточным качеством. Ранее это приводило к нарушению работы всего МКГ комплекса. В новой системе помеха в сигнальном канале автоматически контролируется на предмет превышения входным сигналом динамического диапазона МКГ канала. При появлении такой помехи запись МКГ автоматически приостанавливается, что отображается изменением цвета входного сигнала на дисплее. Оператор может

удалить из записи эту часть сигнала с помехой и продолжить запись в благоприятный для этого момент.

В другом случае, если амплитуда и скорость нарастания помехи превышают динамические возможности СКВИД-каналов, то это приводит к нарушению устойчивости обратной связи СКВИД-магнитометров и сбою. Тогда запись МКГ сигнала тоже автоматически приостанавливается, но вдобавок обнуляется еще и обратная связь СКВИД-магнитометров. Часть записи с помехой удаляется, и только после исчезновения помехи МКГ система автоматически продолжает регистрацию МКГ сигнала. Данный режим работы продемонстрировал эффективность и повышенную помехозащищенность аппаратуры в условиях высокой интенсивности помех промышленного города.

В конечном счете возможность выбора того или иного режима работы системы предоставлена оператору. Поскольку любая автоматизация измерительного процесса связана с его формализацией, то при этом могут быть утрачены определенные специфические особенности алгоритма обработки сигналов. Поэтому теперь оператору предоставлена возможность, исходя из своего опыта, выбрать оптимальный режим работы в условиях конкретной шумовой обстановки.

Заключение. В новой модели кардиомагнитного сканера реализованы оригинальные технические решения и выполнена оптимизация процедуры магнитного картирования. Изменены конструкция и принцип работы системы позиционирования пациента, которая стала более удобной в эксплуатации, надежной, точной

и помехозащищенной. В результате изменения конструкции стойки крепления криостата МКГ система стала более компактной и удобной при подготовке к исследованию. Усовершенствована конструкция зондов, где применен новый метод балансировки градиентометрических антенн. Усовершенствован также электронный блок МКГ системы, в первую очередь входные каскады сигнальных каналов, повышено их быстродействие. Модернизировано рабочее место оператора благодаря возможности автоматического прерывания записи в момент появления сильной помехи с последующим продолжением записи по его команде, а также прерывания записи при появлении интенсивной и длительной помехи с автоматическим обнулением обратной связи СКВИД каналов. В последнем случае запись продолжается после восстановления нормальной работы СКВИД канала практически без потерь времени.

Все исследования, описанные в статье, выполнены благодаря финансовой поддержке Украинского научно-технологического центра в рамках проекта № 4719.

1. *Supersensitive Magnetocardiographic System for Early Identification and Monitoring of Heart Diseases (hardware)* / М.М. Budnyk, Yu.D. Minov, A.G. Rusanov et al. // УСиМ. – 2004. – № 6. – С. 21–30.
2. *Pat. UA 19997, Method for mechanical balancing of superconductive gradientometer of magnetic field* // М.М. Budnyk, Yu.D. Minov. – 2007. – 1. – 11 p.

Поступила 30.03.2010

Тел. для справок: (044) 526-0128 (Киев)

E-mail: d220@meta.ua, d220@public.icyb.kiev.ua

© В.Н. Сосницкий, И.Д. Войтович, П.И. Сутковой, Ю.Д. Минов, Ю.А. Фролов, 2010