

УДК 612.171.1; 681.2.083
EDN XJQAZX

В. М. АЧИЛЬДИЕВ, М. А. БАСАРАБ, Ю. К. ГРУЗЕВИЧ, М. Е. РУЛЕВ, В. М. УСПЕНСКИЙ

ЭЛЕКТРОСЕЙСМОГИРОКАРДИОБЛОКИ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ БИОФИЗИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ЧЕЛОВЕКА

Статья посвящена разработке электросейсмогирокардиоблоков (ЭСГКБ) для исследований биофизических сигналов человека. Приведены известные технические решения, позволяющие контролировать основные параметры функционирования организма человека. Представлена схема построения ЭСГКБ на основе электрокардиоблока высокого разрешения с USB-интерфейсом и сейсмогирокардиоблока для синхронной регистрации и анализа электросейсмокардиосигналов. Изложены схемы построений электрокардиоблоков с радио- и USB-интерфейсами для регистрации электрокардиосигналов. Рассмотрен сейсмогирокардиоблок на основе микромеханических датчиков, предназначенный для регистрации механических движений грудной клетки и определения пространственной ориентации человека. Представлены результаты исследований биофизических сигналов ЭСГКБ. Приведены методы определения параметров неотложного состояния и схема построения ЭСГКБ с радиоинтерфейсом с целью диагностики неотложного состояния человека.

Ключевые слова: электрокардиография, сейсмокардиография, гирокардиография, электросейсмогирокардиоблок, микромеханический гироскоп, микромеханический акселерометр, респираторный цикл.

Введение

Приборы для измерения биофизических сигналов можно разделить на два вида устройств – стационарные, предназначенные для кратковременных измерений в медицинских учреждениях, и носимые, применяемые вне клинических условий для постоянного наблюдения за показателями организма и контроля неотложного состояния человека. Последние, как правило, имеют беспроводной интерфейс, поэтому полученная ими информация может передаваться на смартфон или компьютер врача через встроенный модем [1].

В системах мониторинга и диагностики состояния человека используются различные датчики: одноосные и трехосные акселерометры и гироскопы, биофизические электроды, датчики температуры и др. [2, 3], а также – наиболее часто – их

Ачильдиев Владимир Михайлович. Кандидат технических наук, главный конструктор микронаноэлектромеханических систем, ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ» (Москва).

Басараб Михаил Алексеевич. Доктор физико-математических наук, доцент, заведующий кафедрой информационной безопасности, МГТУ им. Н.Э. Баумана (Москва). ORCID 0000-0001-6492-1157.

Грузевич Юрий Кириллович. Кандидат технических наук, заместитель генерального директора по научной работе, ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ».

Рулев Максим Евгеньевич. Ведущий инженер, ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ».

Успенский Вячеслав Максимилианович. Доктор медицинских наук, научный директор, ООО «Биограм» (Москва).

сочетания. Так, в последние годы актуальны исследования, в которых задействуются встроенные в смартфоны датчики для анализа электрокардиограммы (ЭКГ), сейсмокардиограммы (СКГ) и гироскопической (ГКГ). Например, в смартфоне Sony Xperia Z реализован алгоритм диагностики состояний сердечбиения, позволяющий идентифицировать инфаркт миокарда с помощью данных, получаемых от встроенного цифрового датчика с 6 степенями свободы с трехосными микромеханическими гироскопами (ММГ) и акселерометрами (ММА) [2, 4].

Первая СКГ в космосе была записана при обследовании собак во время полета третьего спутника Земли в декабре 1960 г., а СКГ сердечбиения человека были получены во время полетов в 1963 г. космических кораблей «Восток-5» и «Восток-6» [5]. В дальнейшем под руководством Р.М. Баевского было разработано портативное устройство с герметичным корпусом, известное под названием «Пневмокард», для космических комплексных исследований кардиореспираторной системы космонавтов, которое позволяет записывать несколько биофизических сигналов [6]. Опытный образец прибора использовался в медико-биологическом исследовании на борту Международной космической станции (МКС) в рамках эксперимента «Пневмокард» с 2007 по 2012 г., а также в наземных испытаниях.

Портативное устройство «Сонокард» было разработано для записи одноосной СКГ сердечбиения космонавта в условиях МКС, оно размещалось в кармане футболки космонавта [7]. Полученные с помощью этого прибора данные сохранялись на карте и позднее обрабатывались на Земле.

В продолжение в 2014 г. были проведены эксперименты «Кардиовектор» и «Космокард», в которых были задействованы модернизированные версии устройства «Пневмокард». «Кардиовектор» позволил впервые в мире получить пространственную баллистическую кардиограмму – запись пульсовых микроколебаний тела одновременно по шести осям (трем линейным и трем вращательным) с анализом вариабельности сердечного ритма, регистрацией дыхания, реокардиограммы и СКГ [7].

На сегодняшний день все разработки в области электросейсмогироскопической кардиографии ограничиваются экспериментальными образцами, функционал которых зависит от цели исследования. Так, ученый из США для снятия ЭКГ и СКГ использовал электрокардиограф, сопряженный с отладочной платой трехосного ММА, с целью разработки недорогого устройства, обеспечивающего синхронную регистрацию ЭКГ и СКГ с низкими погрешностями и возможностью записать результаты измерений на карту памяти [8].

Финские исследователи построили макет прибора, позволяющий одновременно записывать ЭКГ, СКГ, а также информацию с датчика дыхания для детального изучения СКГ и определения вариабельности биофизических процессов [9].

Группа американских специалистов воспользовалась системой сбора данных для измерения ЭКГ и макетной платой трехосного ММА для измерения СКГ [10], чтобы собрать биофизическую информацию и проанализировать вариабельность от пациента к пациенту.

Известна система, способная синхронно регистрировать ЭКГ и СКГ [4]. Она состоит из «умной» рубашки – текстильного изделия со встроенными датчиками для регистрации ЭКГ, внешним трехосным ММА, закрепляемым на левой ключице и предназначенным для снятия СКГ, и приспособления для регистрации дыхательных циклов. С помощью подобной системы можно удаленно оценивать функциональное состояние человека.

Вместе с тем микромеханические акселерометры и гироскопы широко применяются не только в медицинских исследованиях, но и для дистанционного контроля и анализа параметров жизнедеятельности человека. Так, с помощью ММА и ММГ анализируют походку человека, чтобы получить информацию о характере движений различных частей его тела, которая свидетельствует об общем состоянии его здоровья [11]. Кроме того, микромеханические устройства используются для измерения внутриутробного давления при родах, а также в больницах и машинах скорой помощи в качестве индикаторов жизненных показателей пациента [12]. В последнее время при операциях широко задействуются микророботы на основе микромеханических датчиков, которые вводятся в человеческое тело для выполнения ряда медицинских процедур, что позволяет минимизировать болезненные ощущения, уменьшить риск осложнений, значительно ускорить процесс реабилитации [13].

Сегодня автоматическая обработка и анализ кардиосигналов сложились в отдельное направление, внутри которого существует множество более частных задач, связанных с различными приложениями и аспектами исследования сердечно-сосудистой системы [14]. Среди них можно упомянуть регистрацию и анализ как хорошо изученных электрокардиосигналов, так и известных в меньшей степени сейсмокардиосигналов, а также совершенно новых гирокардиосигналов. В этой связи представляет интерес длительный и непрерывный контроль некоторых параметров жизнедеятельности организма человека с помощью перечисленных кардиосигналов и принципиально нового аппаратно-программного комплекса, состоящего в основном из отечественных компонентов. Таким образом, одновременная запись электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов для неинвазивной диагностики заболеваний внутренних органов методом информационного анализа кардиосигналов [15] и контроль неотложного состояния человека являются весьма актуальными задачами.

В настоящей статье представлены результаты разработки электросейсмогирокардиоблоков (ЭСГКБ) с уникальными техническими характеристиками. Приборы предназначены для измерения биофизических сигналов, используемых как для неинвазивной диагностики на стационарных аппаратах, так и для контроля неотложных состояний с помощью переносных приборов.

Схема построения электросейсмогирокардиоблока

ЭСГКБ состоит из неразъемных ЭКБ высокого разрешения и СГКБ. Их модификации могут применяться автономно и в составе дистанционно-диагностического комплекса [16].

ЭСГКБ предназначен для скрининг-диагностики заболеваний внутренних органов, в том числе на начальном этапе развития. На рис. 1 представлена блок-схема устройства с интерфейсом USB [17].

В состав ЭКБ высокого разрешения входят четыре электрода, подключаемые по схеме Эйнтховена и соединенные через кабели с 24-разрядным сигма-дельта-аналого-цифровым преобразователем (АЦП) ADS1298, специально разработанным для измерения биопотенциалов [18]. Благодаря высокой скорости обработки сигнала такой АЦП способен обеспечить высокую разрешающую способность аналого-цифрового преобразования. Обработка сигналов осуществляется посредством микроконтроллера (МК) STM32F405 с высокой производительностью частотой 168 МГц, расширенной

памятью до 1 МБ и необходимым набором интерфейсов, предназначенных для подключения периферийных устройств и программирования [19]. В составе ЭКБ имеется вторичный источник питания (ВИП) ADM7160, с помощью которого происходит преобразование входного напряжения питания в опорное 3,3 В для МК и обеспечивается стабильное маломощное напряжение для элементов ЭСГКБ [20].

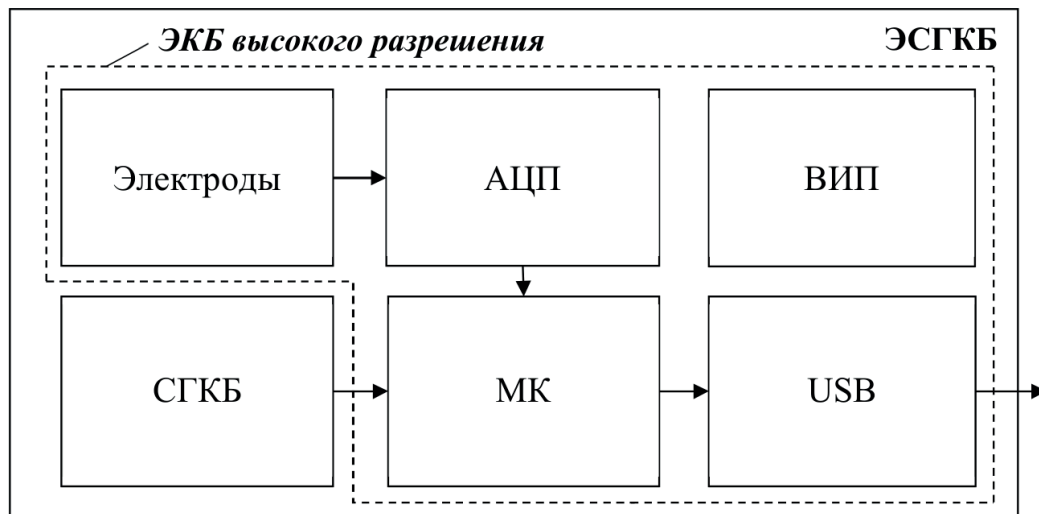


Рис. 1. Блок-схема ЭСГКБ с USB-интерфейсом: АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер; ВИП – вторичный источник питания



Рис. 2. ЭСГКБ с USB-интерфейсом

СГКБ функционирует как ведомое устройство и управляется командами МК ЭКБ. В результате МК ЭСГКБ формирует пакеты данных, состоящие из значений проекций линейных ускорений и угловых скоростей, получаемых от СГКБ, и напряжений по трем отведениям при помощи биоэлектрических электродов ЭКБ, которые передает на персональный компьютер (ПК) или ноутбук через USB. Благодаря подаче синхроимпульса на СГКБ исключается временное расхождение между сейсмо-, гиро- и электрокардиосигналами и обеспечивается син-

хронизация работы ЭКБ и СГКБ. Внешний вид ЭСГКБ представлен на рис. 2.

Биофизические сигналы от ЭСГКБ передаются по 9 каналам: трем отведениям ЭКГ, трем проекциям линейного ускорения (СКГ) и трем проекциям угловой скорости (ГКГ). На рис. 3 приведены результаты снятия ЭКГ по трем отведениям, а также СКГ и ГКГ по проекциям на оси X , Y и Z для пациента, который находился в положении лежа горизонтально на спине, с помощью ЭКБ и СГКБ, плотно закрепленном на груди. Ось X была направлена в сторону левой руки пациента, ось Y – к голове, а ось Z – перпендикулярно вниз [22].

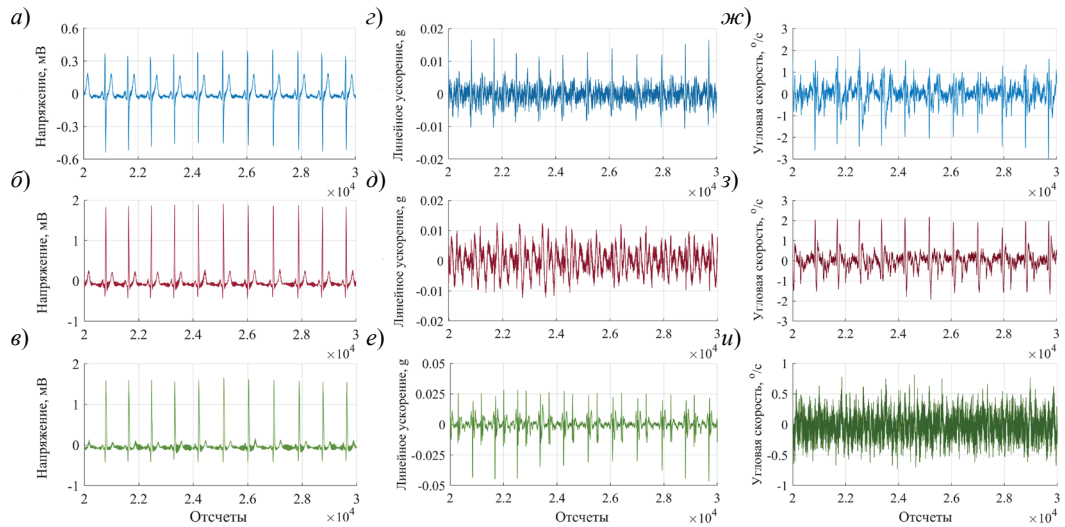


Рис. 3. Вид ЭКГ, СКГ и ГКГ по осям X , Y и Z : а) I отведение ЭКГ (ЭКГ_I); б) II отведение ЭКГ (ЭКГ_{II}); в) III отведение ЭКГ (ЭКГ_{III}); д) проекция линейного ускорения на ось X (СКГ_X); е) проекция линейного ускорения на ось Y (СКГ_Y); з) проекция линейного ускорения на ось Z (СКГ_Z); ж) проекция угловой скорости на ось X (ГКГ_X); и) проекция угловой скорости на ось Y (ГКГ_Y); у) проекция угловой скорости на ось Z (ГКГ_Z)

Благодаря ЭСГКБ информативность диагностики может быть существенно увеличена за счет использования одновременно ЭКГ, СКГ и ГКГ [22].

Для работы с ЭСГКБ создана программа приема данных с целью проверки работоспособности прибора и проведения исследований. Программа позволяет принимать по трем отведениям данные ЭКБ и микромеханических датчиков СГКБ: проекции угловых скоростей ($^{\circ}/с$) по осям X , Y , Z и проекции кажущихся ускорений (g) на три оси. Информация выводится на экран монитора в текстовом и графическом виде. Все результаты измерений записываются в файлы в формате *.txt* и сохраняются на диске. Программа предоставляет возможность просматривать ранее записанные данные.

Главное окно программы приема данных ЭСГКБ показано на рис. 4.

При нажатии на кнопку «проверка работоспособности» программа принимает данные от ЭСГКБ в режиме реального времени и отображает их на экране монитора в соответствующих полях:

- время поступления, мс;
- значения сигналов по трем отведениям U_I , U_{II} , U_{III} , мВ;
- проекции угловой скорости ω_X , ω_Y , ω_Z , $^{\circ}/с$;
- проекции кажущегося ускорения W_X , W_Y , W_Z , g .

Поступающие данные всегда записываются в файл в текстовом формате. Имя файла определяется перед началом измерения. Время выполнения измерения по умолчанию равно 2 мин. При необходимости его можно изменить перед началом измерения.

Любой записанный файл открывается для чтения и отображения данных после нажатия на кнопку «чтение из файла» – появится стандартное диалоговое окно выбора файла. После выбора файла программа будет считывать данные и отображать их на экране в текстовом и графическом виде.



Рис. 4. Главное окно программы приема данных ЭСКБ

Таким образом, возможно дистанционно контролировать жизненно важные функции человека по электро-, сейсмо-, гирокардиосигналам и соответствующим респираторным составляющим с целью диагностики неотложных состояний и незамедлительного оказания медицинской помощи.

Электрокардиоблоки высокого разрешения

Для регистрации электрокардиосигналов и дистанционной передачи данных разработан ЭКБ высокого разрешения с радиointерфейсом. ЭКБ содержит электроды-датчики, аналого-цифровой преобразователь, микроконтроллер, блок аккумуляторов и источник опорного напряжения [21]. Электрокардиоблок высокого разрешения через радиointерфейс может быть подключен к персональному компьютеру или смартфону, имеющим выход в интернет, для обработки и хранения данных (рис. 5) [24].

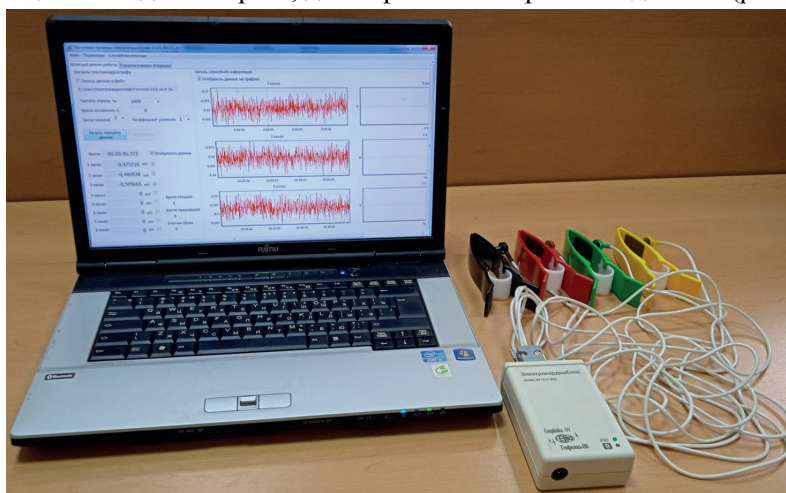


Рис. 5. ЭКБ высокого разрешения с радиointерфейсом, подключенный к ноутбуку

ЭКБ предназначен для использования в составе дистанционно-диагностического комплекса (ДДК) с целью одновременного диагностирования заболеваний внутренних органов у большого количества пациентов, которые могут проходить лечение как в одной и той же поликлинике, так и в нескольких, расположенных в различных регионах [25, 16]. Корпус каждого ЭКБ через радиоинтерфейс соединен со своим персональным приемным устройством (ПУ), подключенным к интернету. Информация поступает на диагностический сервер обработки данных (СОД), а затем в хранилище.

Предусмотрены два режима работы ДДК:

- 1) режим измерения, построения ЭКГ (мониторинга) и контроля неотложного состояния обследуемого, когда измеряемые электрокардиоциклы непрерывно передаются через радиоинтерфейс Bluetooth и ПУ, где визуализируются в виде ЭКГ;
- 2) режим диагностики заболеваний внутренних органов предполагает, что полученные электрокардиограммы непрерывно передаются через радиоинтерфейс Bluetooth и ПУ, подключенное к интернету, на СОД в течение не менее 10 мин.

На СОД осуществляется выделение набора информативных признаков из первичных электрокардиосигналов, необходимых для реализации диагностических алгоритмов. В результате формируется протокол скрининга заболеваний внутренних органов неинфекционной природы на основе информационного анализа электрокардиосигналов [15]. Протокол передается на монитор ПУ и в хранилище данных. Исследование завершается выдачей протокола обследования (индикации) пациента.



Рис. 6. ЭКБ высокого разрешения с USB-интерфейсом

Для неинвазивной диагностики заболеваний человека методом информационного анализа электрокардиосигналов также был разработан ЭКБ высокого разрешения с USB-интерфейсом (рис. 6). Типовые электрокардиоциклы, регистрируемые ЭКБ высокого разрешения, показаны на рис. 7.

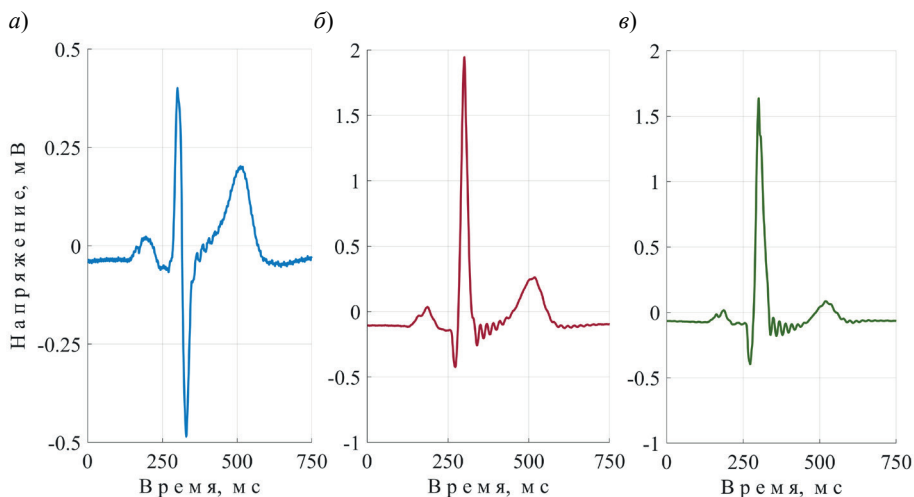


Рис. 7. Усредненные электрокардиоциклы: а) I отведение; б) II отведение; в) III отведение

Схема построения сейсмогирокардиблока

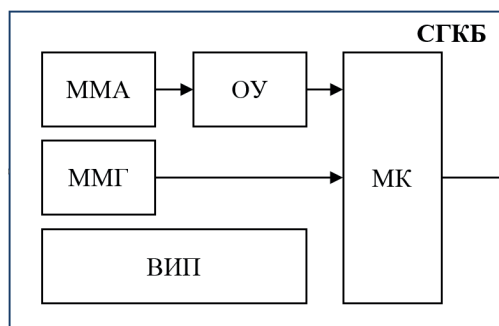


Рис. 8. Блок-схема СГКБ:

ММА – микромеханический акселерометр,
 ММГ – микромеханический гироскоп,
 ВИП – вторичный источник питания,
 МК – микроконтроллер,
 ОУ – операционный усилитель

СГКБ предназначен для измерения параметров механического движения сердца, т.е. его комбинированных линейных и угловых перемещений, совершаемых под воздействием биомеханических процессов. В состав прибора входят микромеханические чувствительные элементы: трехосный блок акселерометров с аналоговым выходом KXR94-7050 (Kionix) и трехосный блок гироскопов с цифровым выходом L3GD20H (STMicroelectronics) [26, 27]. Блок-схема СГКБ приведена на рис. 8 [24].

СГКБ управляется посредством МК STM32F373 с ядром ARM Cortex-M4, который работает на частоте до 72 МГц,

имеет модуль операций с плавающей точкой и обеспечивает параллельную обработку данных. В состав МК помимо обычных 12-разрядных АЦП входят 3 многоканальных 16-битных сигма-дельта-АЦП высокого разрешения, чья скорость преобразования достигает 16,6 тыс. отсчетов в секунду. Оцифровку сигналов акселерометров выполняет сигма-дельта-АЦП. Информация передается внешнему потребителю по интерфейсу RS-485, реализованному на базе канала последовательного обмена МК UART с использованием микросхемы преобразователя интерфейса UART-RS-485. Прибор принимает от внешнего устройства управляющие команды или запросы и выдает внешнему устройству информационные пакеты (сообщения). СГКБ может функционировать как автономно, так и в составе другого прибора (ЭСГКБ). Обмен данными с компьютером осуществляется при помощи одного и того же интерфейса [28].

Микромеханические датчики обладают повышенной чувствительностью к измеряемым микроколебаниям и микроускорениям. В то же время у ММА и ММГ тепловые шумы, определяющие минимальное значение случайной погрешности смещения нуля в запуске, на несколько порядков ниже уровня внешних возмущений. В подтверждение сказанному на рис. 9 и 10 приведены амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) нулевых сигналов угловой скорости и линейного ускорения в запуске в дневное время в течение 15 мин, построенные методом быстрого преобразования Фурье.

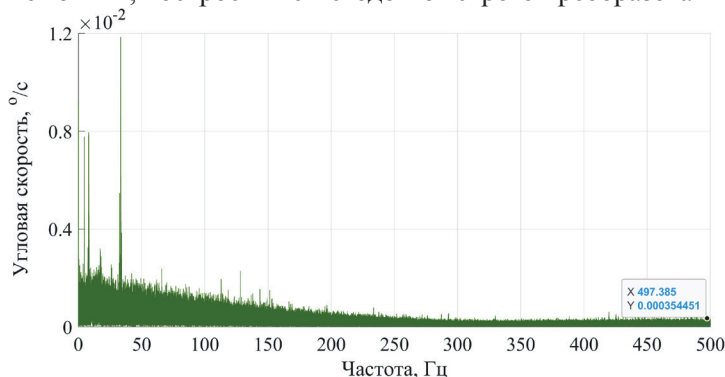


Рис. 9. АЧХ нулевого сигнала угловой скорости

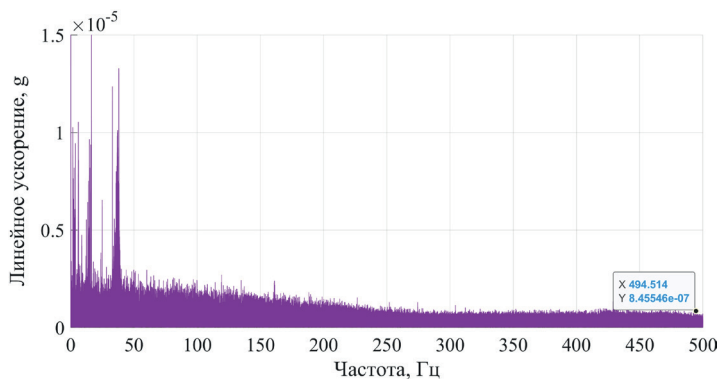


Рис. 10. АЧХ нулевого сигнала линейного ускорения

Из анализа АЧХ, представленных на рис. 9, следует, что тепловые шумы ММГ составляют приблизительно $3,5 \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ/\text{с}$. Из рис. 10 следует, что тепловые шумы ММА находятся на уровне $8,5 \cdot 10^{-7} \text{ g}$.

Технические характеристики используемых ММА и ММГ в составе СГКБ представлены в табл. 1.

Основным требованием к измерениям биофизических сигналов является наличие широкой полосы пропускания с нижней частотой среза не более 0,05 Гц и с верхней – не менее 300 Гц, а также минимальный уровень собственных шумов [15]. Согласно табл. 1, сигналы с ММА и ММГ имеют полосу пропускания от 0,01 Гц до 500 Гц, а спектральные уровни шумов находятся на достаточно низком уровне, что удовлетворяет требованиям. На основании вышеизложенного, а также данных табл. 1 можно сделать вывод, что измерение биофизических сигналов производится с низкими уровнями собственных шумов и с широкой полосой пропускания, что минимизирует погрешности определения характерных параметров электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов и, как следствие, повышает достоверность неинвазивной диагностики, в том числе неотложных состояний человека. СГКБ представлен на рис. 11.

Таблица 1

Технические характеристики микромеханических датчиков в СГКБ

Параметр	Ед. изм.	Значение
Диапазон измерения линейных ускорений	g	± 2
Диапазон измерения угловых скоростей	$^\circ/\text{с}$	± 125
Полоса пропускания	Гц	0,01...500
Масштабный коэффициент по каналу ММА	мВ/g	660
Спектральная плотность шума линейных ускорений	$\text{g}/\sqrt{\text{Гц}}$	10^{-5}
Уровень тепловых шумов по каналу ММА	g	$8,5 \cdot 10^{-7}$
Температурный дрейф нуля ММА	$\text{g}/^\circ\text{C}$	10^{-4}
Масштабный коэффициент по каналу ММГ	бит/ $(^\circ/\text{с})$	114
Спектральная плотность шума угловых скоростей	$(^\circ/\text{с})/\sqrt{\text{Гц}}$	$5 \cdot 10^{-3}$
Уровень тепловых шумов по каналу ММГ	$^\circ/\text{с}$	$3,5 \cdot 10^{-4}$
Температурный дрейф нуля ММГ	$(^\circ/\text{с})/^\circ\text{C}$	0,04



Рис. 11. СГКБ

Задача СГКБ заключается прежде всего в обработке и передаче данных о проекциях угловой скорости и кажущегося ускорения и временных отсчетов на оси приборной системы координат, а также в вычислении на основе полученных значений дополнительных параметров, таких как модуль кажущегося ускорения $|W|$ и углы ориентации СГКБ α и β относительно плоскости местного горизонта:

$$|W| = \sqrt{W_X^2 + W_Y^2 + W_Z^2}, \quad (1)$$

$$\alpha = \arctg \frac{W_Z}{|W|}, \quad \beta = \arctg \frac{W_X}{W_Y}. \quad (2)$$

Для расчетов используются три системы координат [29]:

- приборная $O_b X_b Y_b Z_b$, связанная с корпусом СГКБ;
- полусвободная в азимуте географическая $O_g X_g Y_g Z_g$;
- анатомическая $O_a X_a Y_a Z_a$, центр которой совпадает с центром масс сердца, оси образуют сагитальную, поперечную и фронтальную плоскости.

Исследования сигналов ЭСГКБ

Стандартной формой СКГ считается предложенная Р.С. Кроу [28], которая отображает ускорения, действующие перпендикулярно фронтальной плоскости человека. Внешний вид СКГ с характерными пиками по Кроу показан на рис. 12 [30].

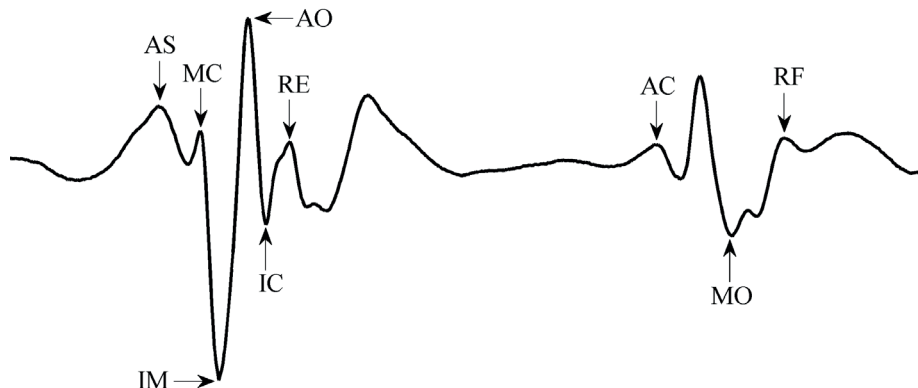


Рис. 12. Характерные точки СКГ по Кроу

Эксперименты продемонстрировали, что на теле лежачего человека в плоскости местного горизонта датчик СГКБ следует закреплять на грудной клетке над солнечным сплетением (на груди), поскольку это дает лучшее соотношение «сигнал–шум», чем при размещении прибора у левой ключицы. На рис. 13 и 14 представлены фрагменты сигналов ММА при расположении датчика на ключице и груди соответственно.

Из рис. 13 видно, что сигнал $СКГ_Z$ имеет меньшую амплитуду, соизмеримую с амплитудами по другим осям, и, следовательно, слабовыраженный характер по сравнению с сигналом по аналогичной оси на рис. 14. При закреплении СГКБ на груди амплитуда сигнала $СКГ_Z$ увеличивается в 3-5 раз, а его форма приближается к СКГ по Кроу (см. рис. 12). Таким образом, размещение устройства на груди яв-

ляется более выгодным с точки зрения отношения «сигнал–шум» при регистрации СКГ, что позволяет с большей эффективностью проводить исследования сейсмо- и гирокардиосигналов [31].

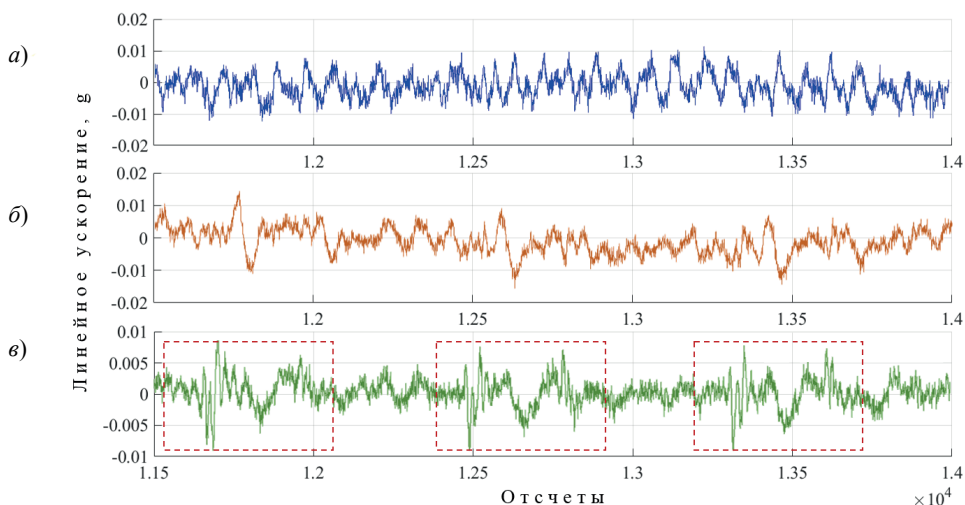


Рис. 13. Фрагмент сигнала MMA, расположенного на ключице:
а) СКГ_x; б) СКГ_y; в) СКГ_z

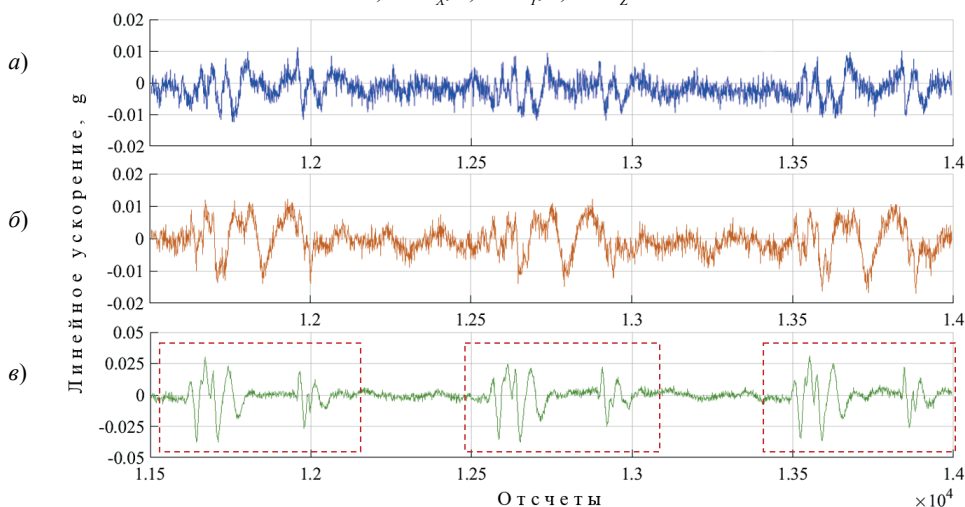


Рис. 14. Фрагмент сигнала MMA, расположенного на груди:
а) СКГ_x; б) СКГ_y; в) СКГ_z

На рис. 15 приведены результаты измерения движения грудной клетки в виде усредненных кардиоциклов, выполненного с использованием трехосных MMA и ММГ.

Из графиков на рис. 15 видно, что форма СКГ по оси Y значительно отличается от форм по двум другим осям. Одновременно нельзя не отметить, что амплитуды СКГ по осям X и Y и ГКГ по оси Z в четыре раза меньше амплитуд других кардиограмм. При этом формы СКГ по оси Z и ГКГ по оси X схожи и совпадают во времени [3].

Кардиосигналы изучались также на открытом сердце и после ушивания грудины с учетом фона микровибраций в операционной. В качестве примера на рис. 16 представлен график сигнала модуля кажущегося ускорения, полученного с помощью прибора, установленного на груди после ушивания и на открытом сердце.

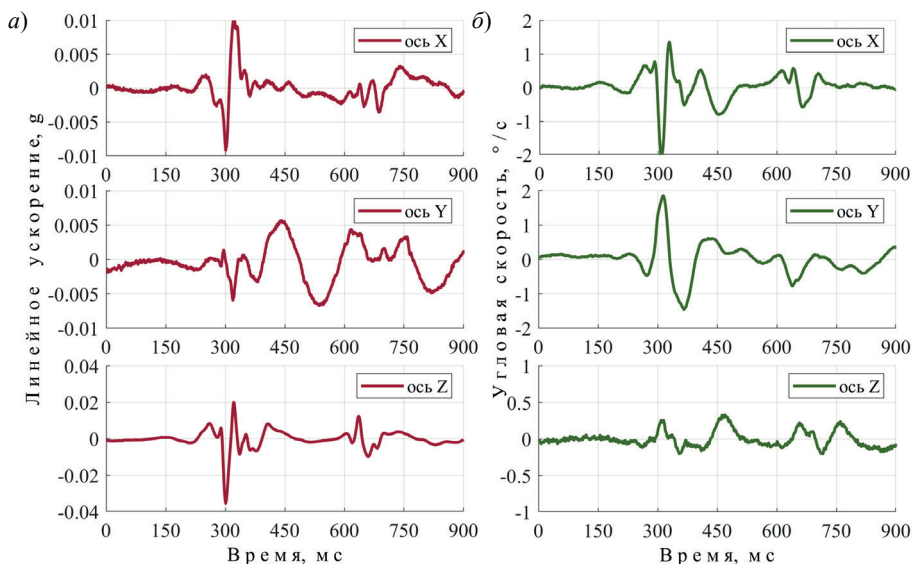


Рис. 15. Усредненные кардиоциклы по осям X, Y, Z: а) СКГ, б) ГКГ

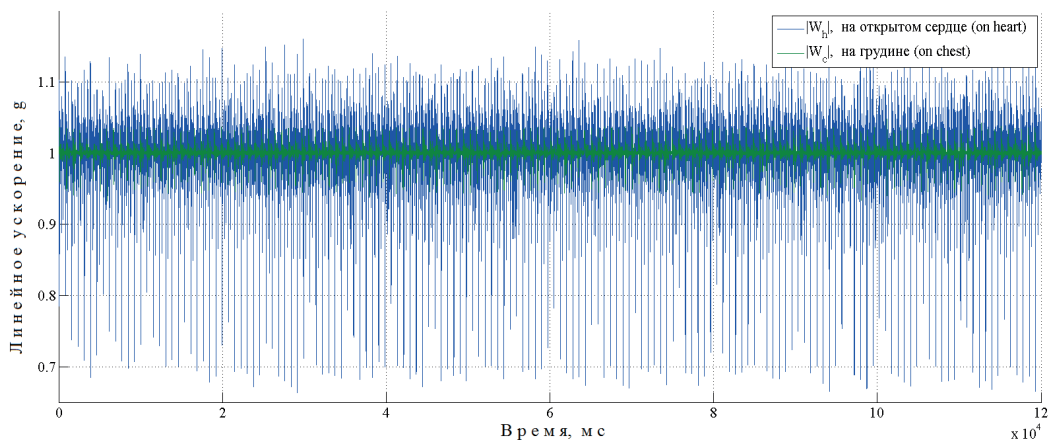


Рис. 16. Сигнал модуля кажущегося ускорения, полученный посредством СКГБ, установленного на груди после ушивания и на открытом сердце

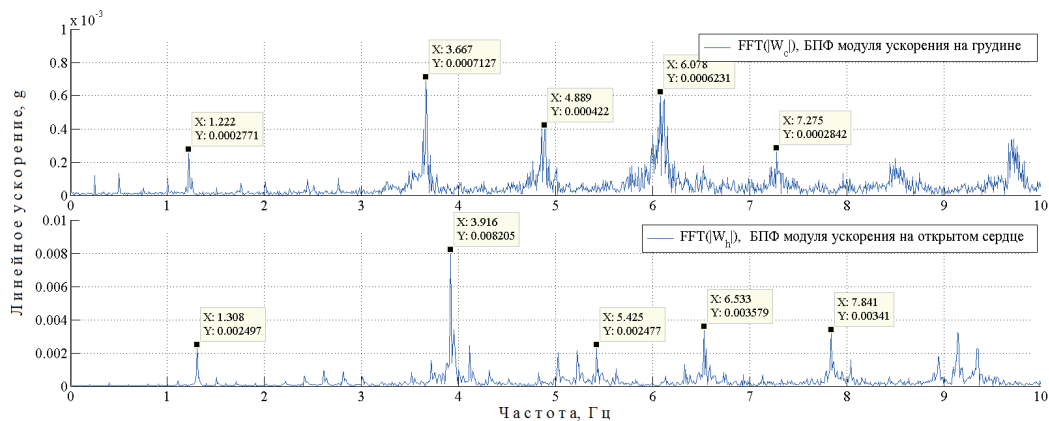


Рис. 17. Вычисленные с помощью БПФ АЧХ сигналов модуля кажущегося ускорения, записанных на груди после ушивания и на открытом сердце

Из рис. 16 видно, что амплитуда сигнала на грудиने на порядок меньше амплитуды сигнала на открытом сердце.

С помощью метода быстрого преобразования Фурье (БПФ) были вычислены АЧХ сигналов модуля кажущегося ускорения, записанных на открытом сердце и на грудине после ушивания (рис. 17). Рис. 17 показывает, что в случае размещения прибора на грудине, например, первый значительный пик на графике на частоте 3,667 Гц соответствует амплитуде $0,713 \cdot 10^{-3}$ g, а на открытом сердце на частоте 3,915 Гц амплитуда составляет $8,205 \cdot 10^{-3}$ g [32]. Таким образом, АЧХ сигналов, полученных при размещении устройства на грудине и на открытом сердце, смещены друг относительно друга и отличаются на порядок по величине.

На рис. 18 представлены АЧХ электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов в полосе частот от 0 до 100 Гц.

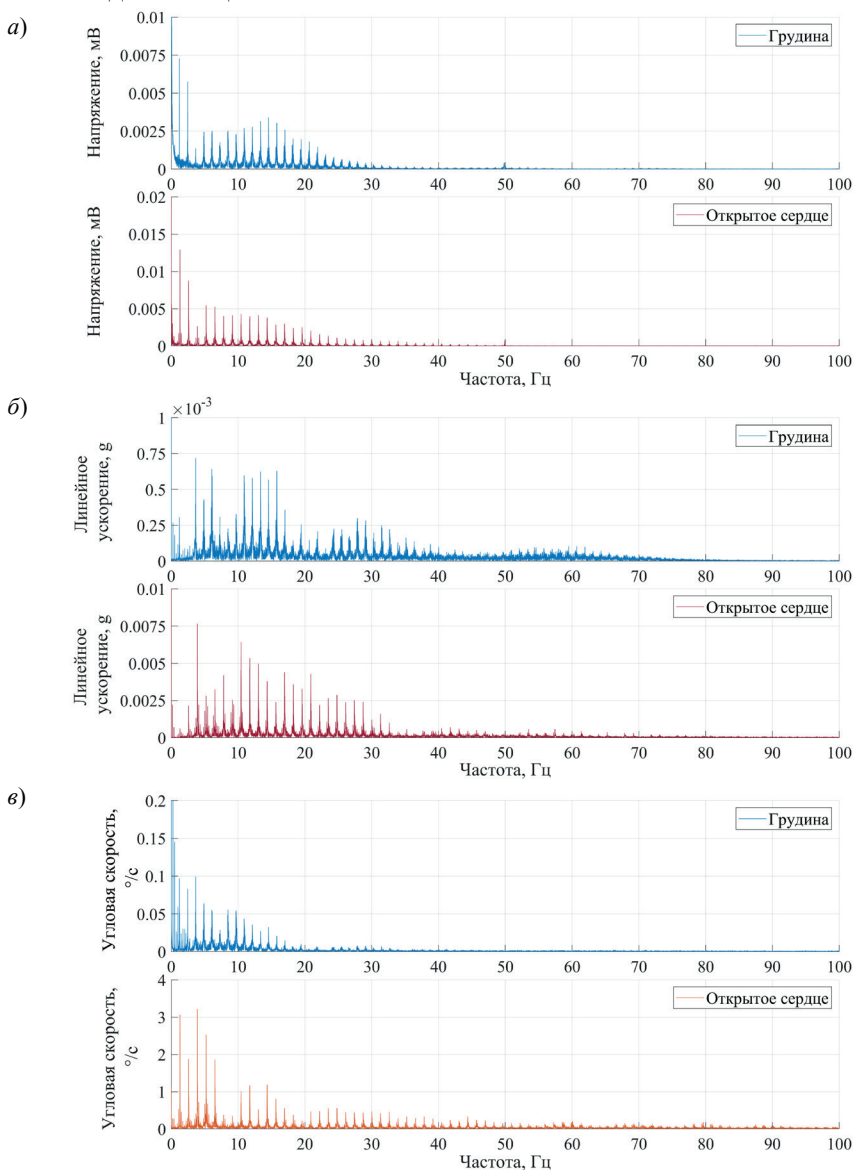


Рис. 18. АЧХ ЭКГ (а), СКГ (б) и ГКГ (в)

Из рис. 18 можно сделать вывод, что кажущееся ускорение в приборной системе координат значительно отличается по амплитуде (в 10 раз) и по форме (расположению и соотношению пиков). Это обусловлено большой амплитудой механического движения сердца при регистрации сигналов на открытом сердце во время операции и, как следствие, большими углами поворота приборной системы координат. При измерениях на груди углы поворота невелики [34]. Таким образом, проведенные исследования показали, что сердце обладает присоединенными моментами инерции и присоединенной массой.

С целью применения ЭСГКБ в диагностических целях согласно теории информационной функции сердца [15] измеряемые биофизические сигналы переводятся в безразмерную форму посредством нормирующих коэффициентов [17].

ЭСГКБ способен регистрировать дыхательные циклы по измеряемым биофизическим сигналам без дополнительного оборудования [35]. На рис. 19 приведена респираторная кривая, построенная по локальным максимумам электрокардиосигнала.

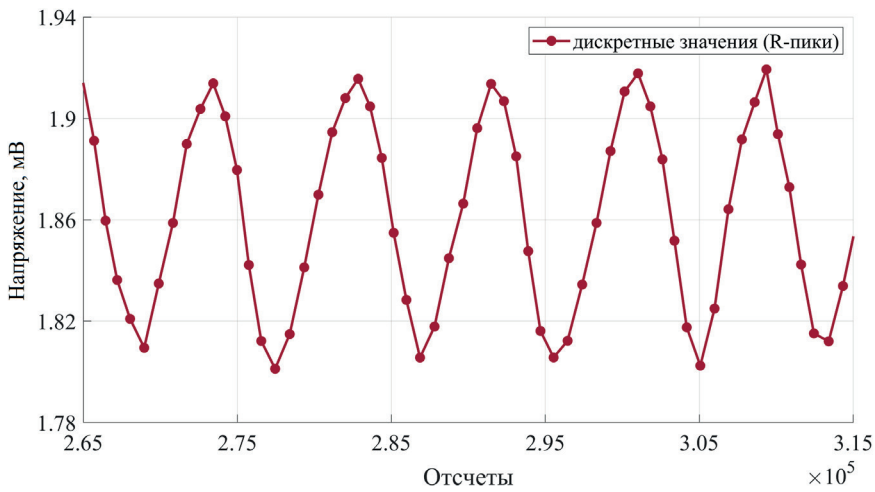


Рис. 19. Дыхательная составляющая электрокардиосигнала

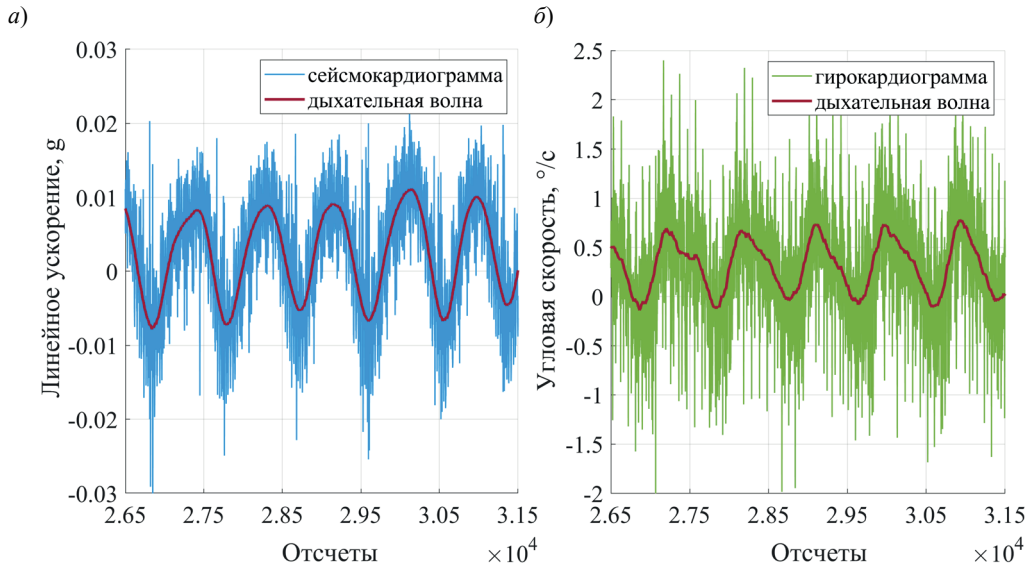


Рис. 20. Дыхательные составляющие сейсмо- (а) и гирокардиограмм (б)

На рис. 20 представлены респираторные циклы, полученные путем обработки сейсмокардиосигнала и гирокардиосигнала методом скользящего среднего [33] согласно выражениям:

$$\bar{W}_i = \frac{1}{m} \sum_{r=0}^{m-1} W_{i-r}, \quad (3)$$

$$\bar{\omega}_i = \frac{1}{m} \sum_{r=0}^{m-1} \omega_{i-r}, \quad (4)$$

где $i = m, \dots, l$, $m = 1000$ – величина интервала сглаживания, l – количество отчетов в выборках, содержащих по 600 кардиоциклов.

Таким образом, по построенным респираторным кривым представляется возможным определить частоту дыхания.

Диагностика неотложного состояния человека с помощью ЭСГКБ

Неотложные состояния – совокупность симптомов (клинических признаков), требующих немедленного оказания первой медицинской помощи. К неотложным кардиологическим относятся состояния, обусловленные сердечно-сосудистыми заболеваниями и приводящие к острому нарушению кровообращения. Такие состояния несут угрозу жизни человека, развиваются стремительно и могут иметь необратимые последствия, поэтому помощь в подобных случаях необходимо оказывать незамедлительно [36]. Как правило, связанные с сердечно-сосудистой системой неотложные состояния подразумевают изменение жизненно важных показателей организма, таких как частота сердечных сокращений и дыхания, изменение пространственного положения, вызванное падением при потере равновесия, артериальное давление и температура тела [37].

Частота сердечных сокращений с помощью ЭСГКБ может быть определена по электрокардиосигналу $u(t)$ (рис. 21):

$$t_j = I\left((u_{\min})_{j+1}\right) - I\left((u_{\min})_j\right), \quad (5)$$

где j – номер электрокардиоцикла; u_{\min} – минимальные значения электрокардиоцикла; $I(u_{\min})$ – отсчет, соответствующий ординате u_{\min} электрокардиоцикла. Здесь и далее полагается, что 1 отсчет соответствует 1 мс [17].

Параметры респираторных циклов $u(t)$, такие как их периоды $t^{\text{дых}}$, продолжительность вдохов $t^{\text{вд}}$ и выдохов $t^{\text{выд}}$ по электрокардиосигналу определяются согласно выражениям (рис. 22):

$$t_j^{\text{дых}} = I\left((\bar{u}_{\min})_{j+1}\right) - I\left((\bar{u}_{\min})_j\right), \quad (6)$$

$$t_j^{\text{вд}} = I\left((\bar{u}_{\max})_j\right) - I\left((\bar{u}_{\min})_j\right), \quad (7)$$

$$t_j^{\text{выд}} = I\left((\bar{u}_{\min})_{j+1}\right) - I\left((\bar{u}_{\max})_j\right), \quad (8)$$

где j – номер респираторного цикла; \bar{u}_{\max} , \bar{u}_{\min} и \bar{u} – соответственно максимальные, минимальные и текущие значения полученного по ЭКГ респираторного цикла [мВ]; $I(\bar{u}_{\max})$ и $I(\bar{u}_{\min})$ – отсчеты, соответствующие ординатам \bar{u}_{\max} и \bar{u}_{\min} респираторного цикла.

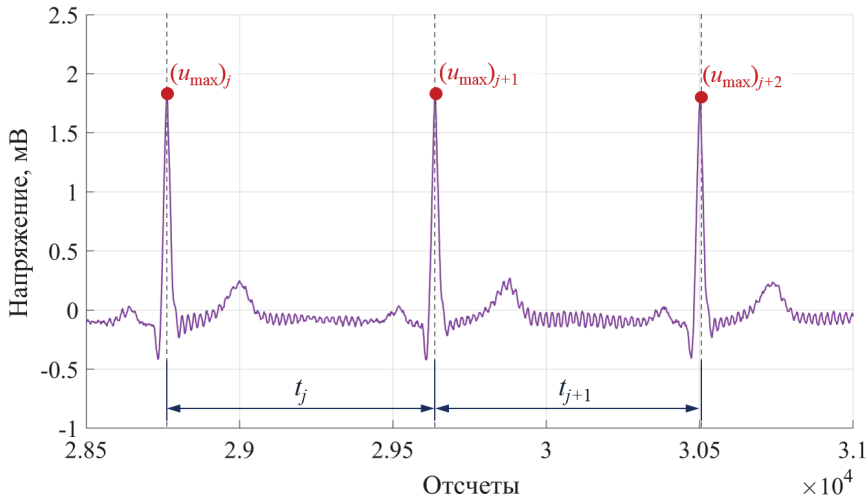


Рис. 21. Определение частоты сердечных сокращений по ЭКГ

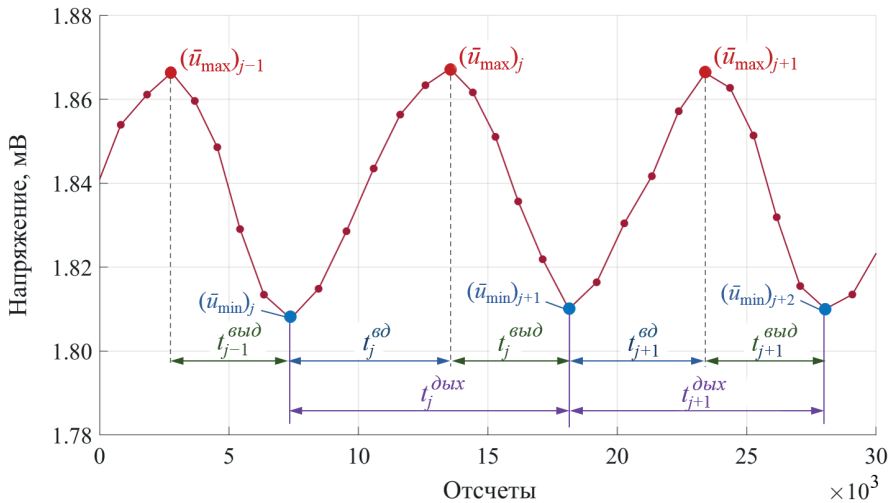


Рис. 22. Определение параметров респираторных циклов по ЭКГ

Аналогичным образом составляющие дыхательного процесса находятся по сейсмо- $W(t)$ и гирокардиосигналу $\omega(t)$ [32]. Исходя из этого, из состава системы для контроля неотложного состояния человека можно исключить дополнительное приспособление для регистрации дыхательных циклов.

Дополнительно данные микромеханических датчиков СГКБ, закрепленного на груди, позволяют идентифицировать потерю человеком равновесия. Углы ориентации вычисляются по формулам (1) и (2).

Артериальное давление можно определить по СКГ с учетом следующих соотношений. Поскольку известно [38], что давление p представляет собой отношение силы F к площади S , то, используя второй закон Ньютона, запишем:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{m \cdot W}{S} = K \cdot W, \quad (9)$$

где K – коэффициент пропорциональности, равный массе крови m , выбрасываемой сердцем за сердечный цикл, в расчете на площадь поверхности S ; W – линейное

ускорение. Коэффициент K индивидуален для каждого человека и предварительно вычисляется путем измерения артериального давления с помощью тонометра.

Сердечный цикл состоит из двух периодов – систолы и диастолы (рис. 23) [39]. Систолическая составляющая полностью определяется QRST-комплексом, а диастолическая отсчитывается от окончания QRST-комплекса, включает P-зубец и завершается в момент начала следующего QRST-комплекса (рис. 23, а). Следовательно, можно предположить, что систолическое давление по графику на рис. 23, б находится за счет разницы $A_1 - A_2$, а диастолическое – разницы $B_1 - B_2$.

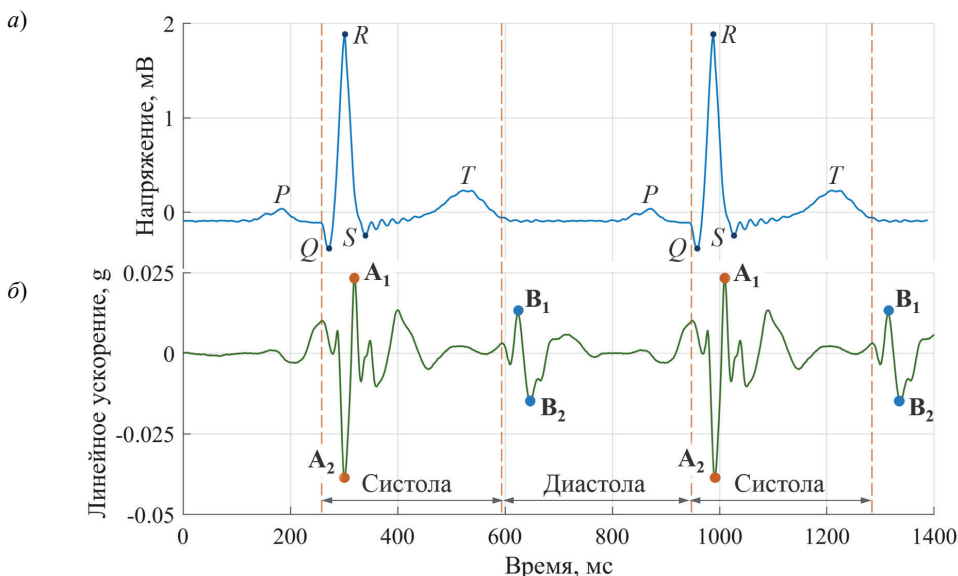


Рис. 23. Определение давления человека по СКГ

Эксперименты показали, что погрешность определения систолического давления составила 1 мм рт. ст., а диастолического – 5 мм рт. ст. Тонومتر измеряет давление с погрешностью 3 мм рт. ст. [40].

С целью идентификации неотложного состояния человека разработан ЭСКБ с радиointерфейсом, блок-схема которого приведена на рис. 24.

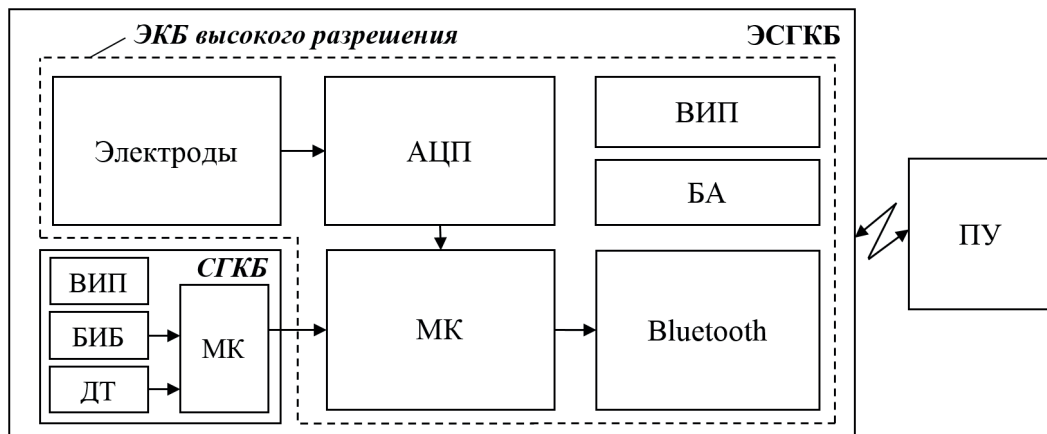


Рис. 24. Блок-схема ЭСКБ с радиointерфейсом: БА – блок аккумуляторов, БИБ – бесплатформенный инерциальный блок, ДТ – датчик температуры, ПУ – приемное устройство

Как следует из рис. 24, ЭСГКБ состоит из ЭКБ высокого разрешения с радиоинтерфейсом и СГКБ на основе микромеханического бесплатформенного инерциального блока (БИБ) LSM6DSR с цифровым выходом, обеспечивающего определение угловых скоростей и линейных ускорений по трем ортогональным осям с малыми погрешностями. Кроме того, для измерения температуры тела в состав СГКБ введен датчик температуры. Основные параметры и диапазоны измерений приведены в табл. 2.

Т а б л и ц а 2

Параметры для диагностики неотложного состояния человека

Параметр	Ед. изм.	Значение
Диапазон измерения частоты сердечных сокращений	удары/мин	30...150
Диапазон измерения частоты дыхания	циклы/мин	6...60
Диапазон измерения углов ориентации относительно плоскости местного горизонта	°	-180...+180
Диапазон измерения систолического и диастолического давлений	мм рт. ст.	20...300
Диапазон измерения температуры	°С	+35...+42

Схема расположения СГКБ с двумя электродами ЭКБ на теле человека показана на рис. 25.

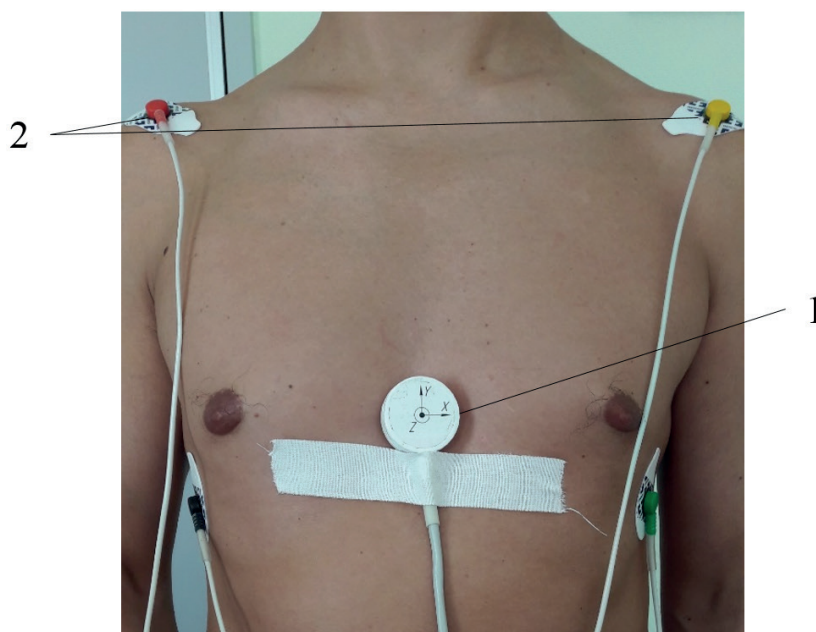


Рис. 25. Схема крепления датчиков ЭСГКБ: 1 – СГКБ; 2 – электроды ЭКБ высокого разрешения

Заключение

Человеческое тело представляет собой комплекс большого количества сложно функционирующих биофизических систем. Большинство из них связаны друг с другом посредством физического и физиологического управления и особыми ком-

муникационными процессами. Благодаря внедрению микромеханических датчиков в различные устройства мониторинга функций организма человека и их совместного использования с широко распространенной электрокардиографией стало возможным осуществлять идентификацию и анализ нескольких видов биофизических сигналов в диагностических целях, что позволяет получить больше информации о функционировании организма.

С целью регистрации биофизических сигналов разработаны опытные образцы и проведены предварительные испытания:

- ЭКБ высокого разрешения с USB-интерфейсом для регистрации и анализа электрокардиограммы;
- ЭКБ высокого разрешения с радиоинтерфейсом для работы в составе ДДК;
- СГКБ с интерфейсом RS-485 на основе микромеханических датчиков, предназначенного для регистрации и анализа механических сигналов грудной клетки – получения сейсмо- и гирокардиограммы;
- ЭСГКБ с USB-интерфейсом для неинвазивной диагностики заболеваний внутренних органов человека;
- ЭСГКБ с беспроводным интерфейсом, характеризующегося малыми погрешностями и предназначенного для контроля неотложного состояния человека.

Перечисленный аппаратный состав обладает высокими техническими характеристиками и, в отличие от существующих аналогов, позволяет регистрировать электро-, сейсмо- и гирокардиосигналы как синхронно, так и по отдельности, с помощью проводного и беспроводного интерфейсов. Благодаря полученной информации появляется возможность обрабатывать биофизические сигналы, а затем проводить анализ и неинвазивную диагностику состояния человека.

Изучение электро-, сейсмо- и гирокардиосигналов показало, что они сохраняют присущие им форму и параметры с течением времени, поэтому их характеристики и закономерности могут быть использованы в качестве показателей неотложного состояния человека. Так, ЭСГКБ для идентификации неотложного состояния измеряет частоту сердечных сокращений, дыхательный процесс, температуру тела, определяет пространственную ориентацию пациента и артериальное давление. Измеряемые параметры дистанционно передаются на компьютер или телефон врача и там обрабатываются. Таким образом осуществляется контроль параметров жизнедеятельности человека и обеспечивается оказание помощи при неотложных состояниях.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Калюта Т.Ю., Киселёв А.Р.** Амбулаторный кардиомониторинг с помощью имплантируемых устройств. Современное состояние проблемы и перспективы // *Анналы аритмологии*. 2020. Т. 17. №3. С. 185–193.
2. **Tadi, M.J., Lehtonen, E., Saraste, A., Tuominen, J., Koskinen, J., Teräs, M., Airaksinen, J., Pänkäälä, M., Koivisto, T.** Gyrocardiography: A new noninvasive monitoring method for the assessment of cardiac mechanics and the estimation of hemodynamic variables, *Scientific Reports*, 2017, pp. 1–11, doi: 10.1038/s41598-017-07248-y.
3. **Ачильдиев В.М., Бедро Н.А., Грузевич Ю.К., Евсеева Ю.Н., Комарова М.Н., Рулев М.Е., Солдатенков В.А., Успенский В.М.** Гирокардиография как способ неинвазивной диагностики заболеваний // 5-я Международная научная конференция «Электронная компонентная база и микроэлектронные модули». М: ТЕХНОСФЕРА, «Наноиндустрия», 2020. №S96-2. С. 381–388.
4. **Castiglioni, P., Faini, A., Parati, G., Di Rienzo, M.** Wearable seismocardiography, *IEEE Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, 2007, pp. 3954–3957, doi: 10.1109/IEMBS.2007.4353199.

5. **Баевский Р.М., Фунтова И.И., Танк Й.** Баллистокардиография и сейсмокардиография в российской космической медицине. Краткий исторический обзор // Клиническая информатика и телемедицина. 2012. Т. 8. №9. С. 99–111.
6. **Баевский Р.М., Фунтова И.И., Прилуцкий Д.А., Стругов О.М., Седлецкий В.С., Черникова А.Г.** Компактное мобильное устройство для исследования кардиореспираторной системы космонавтов на борту космических объектов. Пат. РФ № 77783. Оpubл. 10.11.2008.
7. **Баевский Р.М.** Вариабельность сердечного ритма в космической медицине // Ритм сердца и тип вегетативной регуляции в оценке уровня здоровья населения и функциональной подготовленности спортсменов. Материалы VI Всерос. симп. Ижевск, 2016. С. 15–19.
8. **García-González, M.A., Argelagós, A., Fernández-Chimeno, M., Ramos-Castro, J.,** Differences in QRS locations due to ECG lead: Relationship with breathing, *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, IFMBE proceedings, 2014, vol. 41, pp. 962–964, doi: 10.1007/978-3-319-00846-2_238.
9. **Paukkunen, M., Linnavu, M., Sepponen, R.,** A portable measurement system for the superior-inferior axis of the seismocardiogram, *J. of Bioengineering & Biomedical Science*, 2013, no. 3, pp. 1–4, doi: 10.4172/2155-9538.1000123.
10. **Tavakolian, K.,** *Characterization and analysis of seismocardiogram for estimation of hemo-dynamic parameters*. Diss. ... Dr. of Philosophy, Simon Fraser University, 2010, 217 p.
11. **Zhao, H., Qiu, S., Wang, Z., Yang, N., Li, J., Wang, J.,** applications of mems gyroscope for human gait analysis, *Gyroscopes – principles and applications*, 2019, doi: 10.5772/intechopen.86837.
12. **Divyananda, J., Hod, S.C.,** Biomedical Applications Of MemS & Nems Pressure Transducers, *Sensors*, 2013, vol. 2, issue 5, pp. 1832–1841.
13. **Rohan, E., Swetha, V.,** A Study on Medical Applications of MEMS Technology (Bio-MEMS), *Journal of Control & Instrumentation*, 2021, vol. 12, issue 1, pp. 1–5.
14. **Немирко А.П., Манило Л.А., Калининченко А.Н.** Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2017. 248 с
15. **Успенский В.М.** Информационная функция сердца. Теория и практика диагностики заболеваний внутренних органов методом информационного анализа электрокардиосигналов / под ред. В.Б. Симоненко. 2-е дополненное изд. М.: ПЛАНЕТА, 2016. 296 с.
16. **Международная заявка WO 2019/168443 A1.** Дистанционный комплекс для анализа электрокардиосигналов / Ачильдиев В.М., Балдин А.В., Бедро Н.А., Грузевич Ю.К., Жук Д.М., Комарова М.Н., Грызлова Л.В., Роднова И.А., Солдатенков В.А., Успенский В.М., Шабаев И.Г.; приор. 02.03.2018; заявители и патентообладатели ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ», ООО «АРК Системс»; опубл. 06.09.2019.
17. **Рулев М.Е., Ачильдиев В.М., Батырев Ю.П.** Регистрация и обработка биофизических сигналов для неинвазивной диагностики заболеваний человека // Лесной вестник / Forestry Bulletin. 2022. Т. 26. №3. С. 137–146. DOI: 10.18698/2542-1468-2022-3-137-146.
18. **ADS1294CZXGR Datasheet (PDF)** – Texas Instruments [Электронный ресурс]. URL: <https://www.alldatasheet.net/datasheet-pdf/pdf/1569987/TI/ADS1294CZXGR.html> (дата обращения: 06.06.2024).
19. **ST Microelectronics: microcontroller STM32F405 – Data Sheet** [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/dm00037051.pdf> (дата обращения: 06.06.2024).
20. **ADM7160 Datasheet (PDF)** – Analog Devices [Электронный ресурс]. URL: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/523551/AD/ADM7160.html> (дата обращения: 06.06.2024).
21. **Ачильдиев В.М., Бедро Н.А., Успенский В.М., Комарова М.Н., Грузевич Ю.К., Рулев М.Е., Евсева Ю.Н.** Гирокардиоблок для неинвазивной диагностики заболеваний человека // XXVII Санкт-Петербургская международная конференция по интегрированным навигационным системам. СПб., 2020. С. 176–183.
22. **Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Солдатенков В.А., Бедро Н.А., Евсева Ю.Н., Комарова М.Н., Рулев М.Е., Успенский В.М.** Электросейсмогирокардиоблок для скрининга заболеваний человека // 6-я Международная научная конференция «Электронная компонентная база и микроэлектронные модули». М: ТЕХНОСФЕРА, «Наноиндустрия», 2020. Т. 13. №S5-2. С. 583–593.
23. **Грузевич Ю.К., Ачильдиев В.М., Успенский В.М.** Электрокардиоблок высокого разрешения для скрининг-индикации заболеваний внутренних органов человека // Информационные и телекоммуникационные технологии. 2019. №40. С. 39–46.
24. **Achildiev, V.M., Soldatenkov, V.A., Basarab, M.A., Bedro, N.A., Gruzevich, U.K., Evseeva, U.N., Konnova, N.S., Levkovich, A.D.,** Cardioseismometer unit based on micromechanical sensors,

- 25rd Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, May 28–30, 2018, pp. 272–280. DOI: 10.23919/ICINS.2018.8405892.
25. **Ачильдиев В.М., Балдин А.В., Бедро Н.А., Грузевич Ю.К., Жук Д.М., Комарова М.Н., Грызлова Л.В., Роднова И.А., Солдатенков В.А., Успенский В.М., Шабаев И.Г.** Дистанционный комплекс для анализа электрокардиосигналов. Пат. РФ № 2698980; приор. 02.03.2018; заявители и патентообладатели ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ», ООО «АРК Системс»; опубл. 02.09.2019, бюл. № 25.
 26. **KXR94-7050 Specifications** – Kionix™ Technology. URL: <https://www.st.com/en/mems-and-sensors/l3gd20.html> (дата обращения: 02.09.2024).
 27. **Low power 3-axis gyroscope**, I2C/SPI digital output. URL: <https://kionixfs.kionix.com/en/datasheet/KXR94-7050%20Specifications%20Rev%203.pdf> (дата обращения: 02.09.2024).
 28. **Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Солдатенков В.А., Успенский В.М.** Электросейсмогирокардиоблок для неинвазивной диагностики заболеваний внутренних органов человека // Информационные и телекоммуникационные технологии. 2020. № 47. С. 29–39.
 29. **Achildiev, V.M., Bedro, N.A., Komarova, M.N., Rulev, M.E., Evseeva, Yu.N, Uspenskiy, V.M., Gruzevich, Yu.K.,** Gyrocardiography unit for non-invasive human diseases diagnosis, *27th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems (ICINS)*, 2020, pp. 1–7, doi: 10.23919/ICINS43215.2020.9133891.
 30. **Paukkunen, M.,** *Seismocardiography: Practical implementation and feasibility Helsinki*, School of Electrical Engineering, 2014. 44 p.
 31. **Tadi, M.J., Lehtonen, E., Saraste, A. et al.,** Gyrocardiography: A New Noninvasive Monitoring Method for the Assessment of Cardiac Mechanics and the Estimation of Hemodynamic Variables, *Scientific Reports*, 2017, no.7, doi: 10.1038/s41598-017-07248-y.
 32. **Коннова Н.С., Басараб М.А., Басараб Д.А., Минин Д.В., Ачильдиев В.М., Солдатенков В.А., Бедро Н.А., Грузевич Ю.К., Евсева Ю.Н., Левкович А.Д., Комарова М.Н.** Подготовка и применение данных электросейсмокардиографии для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. 2019. №1. С. 52–67.
 33. **Рангайян Р.М.** Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. 440 с.
 34. **Ачильдиев В.М., Евсева Ю.Н., Бедро Н.А., Солдатенков В.А., Грузевич Ю.К., Комарова М.Н., Левкович А.Д., Успенский В.М.** Цифровая обработка и анализ электросейсмокардиосигналов // Наноиндустрия. 2020. № S96-2. С. 374–380.
 35. **Рулев М.Е., Ачильдиев В.М.** Регистрация, обработка и анализ информации с электросейсмокардиоблока для диагностики респираторных заболеваний // Лесной вестник / Forestry Bulletin. 2023. Т. 27. № 6. С. 199–207. DOI: 10.18698/2542-1468-2023-6-199-207.
 36. **Скорая медицинская помощь.** Клинические рекомендации / под ред. С. Ф. Багненко. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2023. 896 с.
 37. **Кривобокова В.А.** Методы оценки состояния здоровья человека. Курган: Изд-во Курганского гос. ун-та, 2018. 102 с.
 38. **Ландау Л.Д., Китайгородский А.И.** Физика для всех. Книга 1: Физические тела. М., 1978. 208 с.
 39. **Hall, J.,** *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology* (12th ed.), Elsevier Science, 2010. 1091 p.
 40. **Тонметр OMRON M2 Basic (HEM 7121-RU).** URL: <https://omron.ru.com/catalog/Tonometry-omron/tonometr-m2-basic-hem-7121-ru/> (дата обращения: 10.05.2024).

Achildiev, V.M. (NPO Geofizika-NV, JSC, Moscow), **Basarab, M.A.** (Bauman Moscow State Technical University, Moscow), **Gruzevich, Yu.K., Rulev, M.E.** (NPO Geofizika-NV, JSC), and **Uspenskii, V.M.** (Biogram JSC, Moscow)

Electroseismogyrocardiography Units for Measuring the Human Biophysical Signals, *Giroskopiya i Navigatsiya*, 2024, vol. 32, no. 4 (127), pp. 123–144.

Abstract. The article is devoted to the development of an electroseismogyrocardiography unit (ESGCU) for studying human biophysical signals. Well-known technical solutions for monitoring the basic parameters of the human body functioning are presented. The authors present an ESGCU design based on a high-resolution electrocardiography unit with a USB interface and a seismogyrocardiography unit for synchronous recording and analysis of electroseismocardiograms. Schemes of electrocardiography units with radio and USB interfaces for recording electrocardiograms are also presented. A seismogyrocardiography unit based on micromechanical sensors for recording the chest excursion and determining the spatial orientation of a person is considered. The results of examining the ESGCU biophysical signals are presented. Methods for determining the parameters of an emergency condition and of ESGCU design with a radio interface for diagnosing the emergency are described.

Key words: electrocardiography, seismocardiography, gyrocardiography, electroseismogyrocardiography unit, micromechanical gyroscope (MEMS gyro), micromechanical accelerometer (MEMS accelerometer), respiratory cycle.

Материал поступил 30.07.2024