

Дальнейшим развитием АИС «Здоровье детей» является разработка моделей, алгоритмов, программного и методического обеспечения для внедрения в дошкольные образовательные учреждения и высшие учебные заведения, а также разработка всероссийской распределенной информационной системы мониторинга здоровья детей и молодежи.

Список литературы:

1. Кобринский Б.А. Мониторинг состояния здоровья детей России на основе применения компьютерных технологий // Вестник Росздравнадзора. 2010. № 1. С. 16-20.
2. Schlack R., Holling H., Kurth B.-M. KiGGS – Kinder- und Jugendgesundheitsstudie Welle 1 / Projektbeschreibung. Robert Koch-Institut, Berlin, 2011.
3. Кобринский Б.А., Шаповалов В.В., Шерстюк Ю.М. Комплексы АКДО-ДИСПАН для скрининга, анализа и прогноза состояния здоровья детского населения // Врач и информационные технологии. 2006. № 1. С. 21-25.
4. Introduction to the Children's Social Health Monitor // The Children's Social Health Monitor New Zealand. – New Zealand, 2010 / URL: <http://www.nzchildren.co.nz/introduction.php>.
5. Фролов С.В., Лядов М.А., Комарова И.А. Региональная информационная система мониторинга здоровья школьников // Врач и информационные технологии. 2011. № 6. С. 24-33.
6. Копылов Д.С., Шаповалов В.В., Шерстюк Ю.М. Комплексный анализ данных диспансеризации населения региона // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 27-29.
7. Фролов С.В., Дубровин В.В., Лядов М.А., Потлов А.Ю., Фролова М.С., Голофеев А.А. Анализ развития программно-аппаратных средств для оценки состояния здоровья детей на примере комплекса «Здоровый ребенок» // Врач и информационные технологии. 2012. № 3. С. 37-47.
8. Лядов М.А., Фролов С.В. Система обработки данных медицинских осмотров и физической подготовленности школьников на основе реляционной модели // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2012. № 7. С. 55-62.
9. Фролов С.В., Лядов М.А., Остапенко О.А. Экспертная система оценки физического развития ребенка на основе аппарата реляционной алгебры // Биотехносфера. 2013. № 6 (30). С. 28-39.
10. Фролов С.В., Лядов М.А., Козлова А.Ю. Результаты регионального мониторинга состояния здоровья школьников // Российский вестник перинатологии и педиатрии. 2013. Т. 58. № 3. С. 80-84.

*Сергей Владимирович Фролов,
д-р техн. наук, профессор,
заведующий кафедрой,
Максим Алексеевич Лядов,
аспирант,
кафедра «Биомедицинская техника»,
ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный
технический университет»,
Сергей Алексеевич Лоскутов,
генеральный директор,
ООО «НТО «ИНТ»,
г. Тамбов,
e-mail: sergej.frolov@gmail.com*

**В.П. Бессмельцев, Д.Н. Катасонов, Б.С. Мазурок, И.В. Макеев, В.А. Слуев,
В.В. Морозов, А.И. Шевела**

Мобильная система для автоматизированного дистанционного мониторинга сердечной деятельности

Аннотация

В статье представлен макет диагностического комплекса для непрерывного мониторинга сердечной деятельности пациента (электрокардиография, частота сердечных сокращений), содержащий интеллектуальные датчики, систему сбора и обработки данных на основе Bluetooth пикосети – микросервера, коммуникатор для передачи данных от системы сбора и обработки данных на медицинский сервер. Рассмотрены алгоритмы первичной обработки сигналов датчиков, структура мобильного приложения коммуникатора, медицинского сервера. Представленные структурные, аппаратные и программные решения показывают возможность создания такого комплекса с датчиками измеряемых величин, практически не мешающими пациенту выполнять повседневные функции.

Введение

Серьезной проблемой на пути успешного лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний является отсутствие надежных средств оперативной диагностики угрожающих состояний, связанных с нарушениями деятельности сердечно-сосудистой системы пациента, и, как следствие, невозможность оказания оперативной квалифицированной помощи. Современные системы диагностики основаны на электрокардиографическом мониторинговании, в том числе в длительном непрерывном режиме. Во всем мире широко применяется метод холтеровского мониторингования ЭКГ, пульса и артериального давления в модификациях длительностью от одних до семи суток [1]. В настоящее время ведутся разработки миниатюрных и бесконтактных датчиков ЭКГ, позволяющих создать системы мониторингования сердечно-сосудистой системы человека, удобных для постоянного и длительного ношения. Развитие программных и аппаратных средств беспроводных персональных сетей и их широкое распрост-

ранение в индивидуальных средствах сотовой связи дает возможность построения беспроводной системы мониторинга [2]-[4]. Однако созданные в настоящее время опытные экземпляры таких систем имеют низкую надежность и практически неработоспособны при выполнении человеком повседневных обязанностей или при работе в тяжелых условиях. Поэтому является актуальной задача создания аппаратно-программных средств, лишенных указанных недостатков. В настоящей статье представлены результаты работы по созданию миниатюрного автономного носимого комплекса мониторинга со средствами повышения надежности, круглосуточно регистрирующего и транслирующего на медицинский сервер основные показатели сердечной деятельности человека, имеющего возможность в случае возникновения потенциально опасной ситуации посылать экстренный вызов в медицинскую службу, информировать пациента. Основными задачами, решаемыми с помощью представленной системы, являются улучшение качества, скорости получения диагноза сердечно-сосудистого заболевания, а также сокращение времени реагирова-

ния в случае возникновения потенциально опасной для пациента ситуации.

Структура системы мобильного мониторинга

Разработанный в рамках интеграционного проекта СО РАН «Дистанционное мониторингирование сердечно-сосудистой деятельности человека на основе миниатюрных беспроводных датчиков и индивидуальных средств сотовой связи со встроенными вычислительными средствами» диагностический комплекс содержит интеллектуальные датчики, систему сбора и обработки данных на основе Bluetooth пикосети (микросервер), коммуникатор для передачи данных от системы сбора и обработки данных на медицинский сервер [5]. Структура комплекса представлена на *рис. 1*.

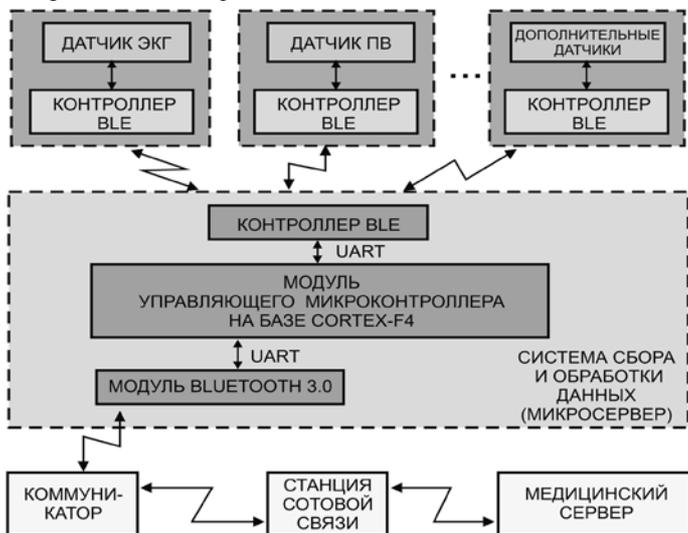


Рис. 1. Система мониторинга с использованием сотовой связи и микросервера:

ЭКГ – электрокардиограмма; ПВ – пульсовая волна

Для регистрации ЭКГ (на *рис. 1* – датчик ЭКГ) нами разработаны интеллектуальные датчики, состоящие из емкостного бесконтактного сенсора EPIC PS25201 [6], модуля беспроводной связи, реализованного на базе микроконтроллера TI25xx, имеющего встроенный АЦП и интерфейс Bluetooth LE (BLE) непосредственно на кристалле. Датчик пульса (на *рис. 1* – датчик ПВ) выполнен на базе оптоэлектронного преобразователя пульсовой волны лучевой артерии и также содержит средства обработки и связи стандарта BLE. Принцип действия датчика основан на просвечивании исследуемого кровеносного сосуда и измерении с помощью фотоэлектрического преобразователя отраженного или проходящего светового потока. Датчики на таком принципе выпускаются различными производителями, имеют высокую надежность и сохраняют работоспособность при выполнении пациентом как повседневных обязанностей, так и спортивных упражнений. Как правило, такой датчик крепится на запястье руки, как часы, не накладывает больших ограничений на подвижность пациента и, как следствие, не приводит к появлению значительного количества артефактов. В настоящее время такие устройства существуют в свободной продаже, в частности устройство «Alpha Mio», выполненное в виде наручных часов, закрепляемых на запястье при помощи эластичного ремня, обеспечивающего надежное крепление. Данное устройство позволяет проводить оценку частоты пульса в условиях бега или занятия в плавательном бассейне. Опытное применение данного устройства в качестве одного из датчиков системы мобильного мониторинга показало его совместимость с применяемым в системе мониторинга беспроводным интерфейсом, адекватность оценки частоты пульса в условиях выполнения человеком его повседневных обязанностей [7].

Система мониторинга независимо производит регистрацию частоты пульса и ЭКГ. Совместное применение датчика пульса и датчиков ЭКГ, во-первых, позволяет проводить оценку дефицита пульса, а, во-вторых, повышает вероятность

выявления искаженных участков записи ЭКГ. Применение двух или более датчиков ЭКГ позволяет повысить вероятность корректного выявления искаженных участков записи путем совместного анализа данных от различных датчиков, как это выполняется при проведении ставшего классическим холтеровского мониторинга: производится поиск изменений ЭКГ, возникающих синхронно во всех отведениях [1]. С целью обеспечения более полного мониторинга состояния человека предполагается включение в диагностический комплекс других датчиков, например датчиков температуры и артериального давления.

Работа системы происходит следующим образом. После включения микросервер осуществляет поиск беспроводных датчиков и при распознавании ответного сигнала с соответствующего датчика запускает процесс установки режимов датчиков и обеспечивает прием, сжатие и хранение оцифрованных ЭКГ-данных во флэш-памяти большой емкости. (В сжатом виде хранятся данные, полученные в течение последних 30 суток.)

Также микросервер с частотой не реже 0,1 Гц принимает данные датчика ПВ (значение пульса за истекший период). Микросервер проводит обработку и анализ полученных от различных датчиков данных и в случае отклонения от заданных уставок выдает звуковой сигнал тревоги с одновременной активацией программы коммуникатора, передающей указанные данные медицинскому серверу. В процессе анализа также происходит определение работоспособности каждого элемента комплекса, передаются соответствующие сообщения на коммуникатор и через него на медицинский сервер. В качестве вычислительного элемента в микросервере применен 32-разрядный микроконтроллер ARM-архитектуры со сверхнизким потреблением энергии.

Алгоритмы первичной обработки сигналов датчиков

На *рис. 2* представлена блок-схема алгоритма первичной обработки получаемого сигнала ЭКГ. Аналоговый сигнал с выхода датчика 1 обрабатывается аналоговым НЧ-фильтром 2, имеющим частоту среза, равную 500 Гц, для подавления эффекта наложения спектров [8]. Типичный вид сигнала после фильтрации, обозначенный как *P*, представлен на графике. После фильтрации сигнал *P* обрабатывается микроконтроллером датчика 3, в котором осуществляется аналого-цифровое преобразование сигнала (АЦП) 4, обработка модулем цифрового фильтра 5, предварительное сжатие 6. Этап цифровой фильтрации выполняется блоком фильтров с линейной фазовой характеристикой, подавляющих частоты, кратные частоте электрической сети, а также НЧ-фильтром, предназначенным для подавления влияния мышечного напряжения. Затем полученные данные передаются по беспроводному каналу микросерверу 7, где производится компенсация дрейфа изоэлектрической линии модулем 8. Компенсация дрейфа изоэлектрической линии необходима для обеспечения устойчивой классификации PQRS-комплексов. Алгоритм компенсации дрейфа основан на формировании компенсирующего сигнала путем выделения сигнала дрейфа из исходных данных. Вид сигнала после подавления дрейфа изоэлектрической линии и точка его получения обозначены как *Q*. Далее сигнал *Q* обрабатывается модулем выявления искажений 9. Модуль выявления искажений определяет зоны, непригодные для обработки, вызванные внешними возмущающими воздействиями на датчик, потерю контакта датчиков с телом пациента и другие «артефакты». Результат его работы демонстрирует кривая *Y*. Определение потери контакта датчиков, выполняемое модулем выявления искажений, позволяет изменять режим работы комплекса – переходить к режиму контроля только по данным, получаемым от оптического датчика пульса, до тех пор, пока контакт не будет восстановлен. При этом датчики ЭКГ переходят из режима регистрации сигнала в режим ожидания восстановления контакта с одновременным снижением частоты дискретизации сигнала, прекращением передачи данных, не несущих диагностическую информацию, что уменьшает энергопотребление датчика.

Описание мобильного приложения коммуникатора

Мобильное приложение выполнено на базе открытой платформы Android, что позволяет его использовать на любых Android-устройствах вне зависимости от их производителя. Также устройства на платформе Android с необходимыми характеристиками более распространены и намного доступнее аналогичных устройств других платформ. В качестве средства разработки приложения выбрана реализация на языке Java под ADT (Android Development Toolkit от Google). Данный подход имеет ряд преимуществ, таких как адаптивность GUI (Graphical User Interface) к экранам различных устройств, возможность реализации фоновой работы приложения, полноценная интеграция со средствами Android API [9]. Программная архитектура мобильного приложения представлена на *рис. 3а*. По заранее установленному временному интервалу модуль управления через модуль связи посылает запрос к микросерверу на передачу «кадра» данных ЭКГ и значения пульса. После получения данных они передаются в модуль обработки и хранения, где с учетом заранее выставленных пороговых характеристик данного пациента (пользователя) рассчитывается степень тревоги, а данные сохраняются в БД SQLite памяти коммуникатора. При активном со-

стоянии приложения данные передаются в модуль отображения для построения графиков и диаграмм на экране коммуникатора. По заданному временному интервалу или по оцененной степени тревожности ЭКГ-данных модуль управления формирует данные для отправки на медицинский сервер через модуль связи с МС. Для взаимодействия микросервера и мобильного приложения был разработан стандарт сообщений, который включает в себя следующие типы сообщений: запрос данных/статуса микросервера и датчиков; установка конфигурации системы; передача статуса/данных (ЭКГ, пульс и т. д.), статуса ошибки.

С целью обеспечения гибкого развития проекта в качестве способа реализации серверного приложения был выбран фреймворк Django на базе Python, полноценно реализующий MVC (Module-View-Controller) концепцию программирования [10]. Общая архитектура сервера представлена на *рис. 3б*. Здесь nginx играет роль http-сервера с возможностью взаимодействия с FastCGI-процессами, запущенными для сайта, реализованного на фреймворке Django. После принятия данных от мобильного приложения пациента они сохраняются в БД медицинского сервера. Врач имеет возможность удаленно просмотреть данные пациента, пройдя авторизацию на сайте МС с любого компьютера в сети Интернет.

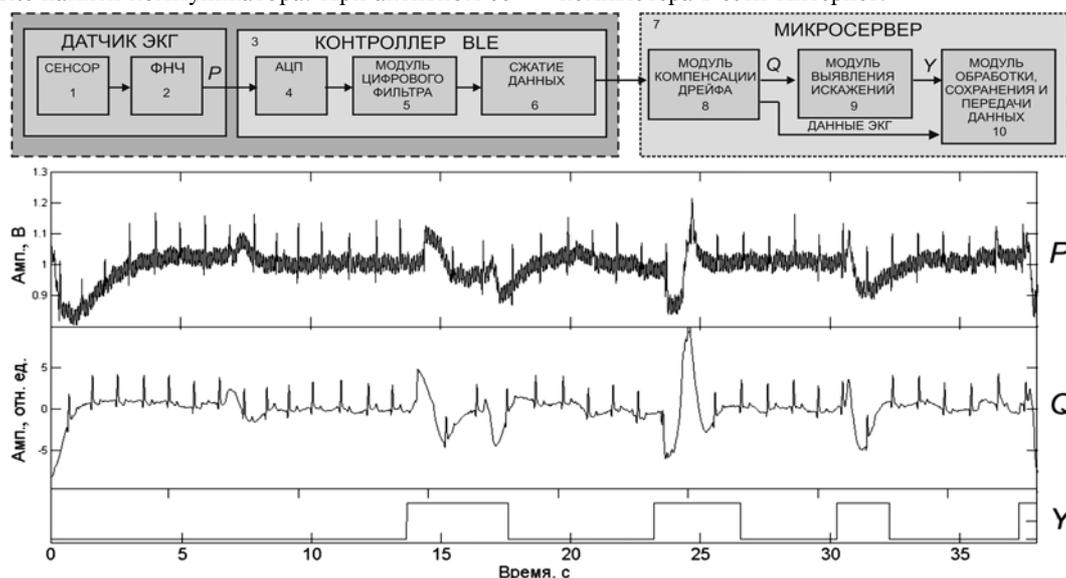


Рис. 2. Блок-схема алгоритма первичной обработки сигнала ЭКГ и графики: 1 – сенсор ЭКГ; 2 – аналоговый НЧ-фильтр (ФНЧ); 3 – микроконтроллер; 4 – АЦП; 5 – модуль цифрового фильтра; 6 – этап предварительного сжатия; 7 – микросервер; 8 – модуль компенсации дрейфа; 9 – модуль выявления искажений; 10 – модуль обработки, хранения и передачи данных; P – сигнал, получаемый после аналогового НЧ-фильтра; Q – сигнал после нормировки и этапа цифровой фильтрации и компенсации дрейфа изоэлектрической линии; Y – результат выявления участков сигнала, непригодных для обработки

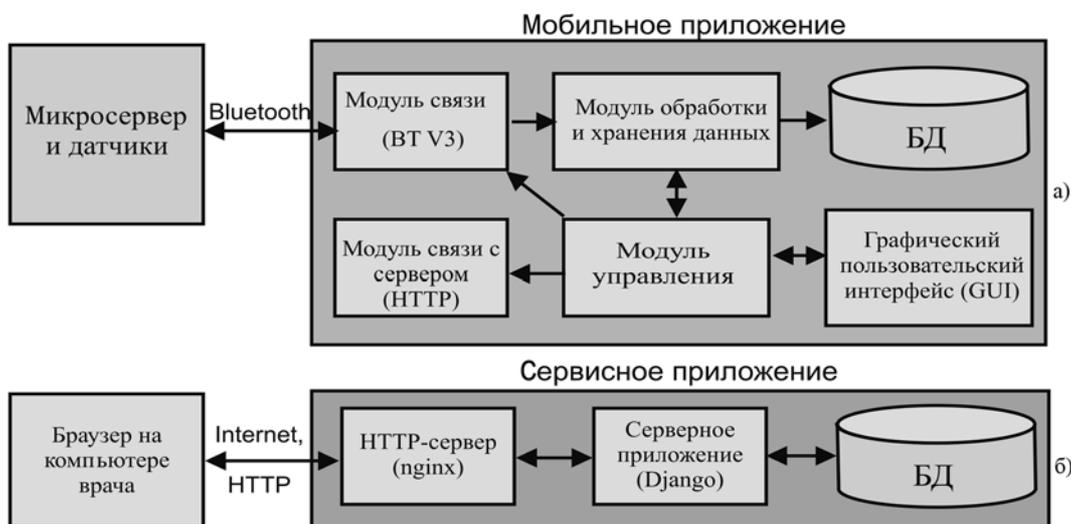


Рис. 3. Архитектура мобильного и сервисного приложений

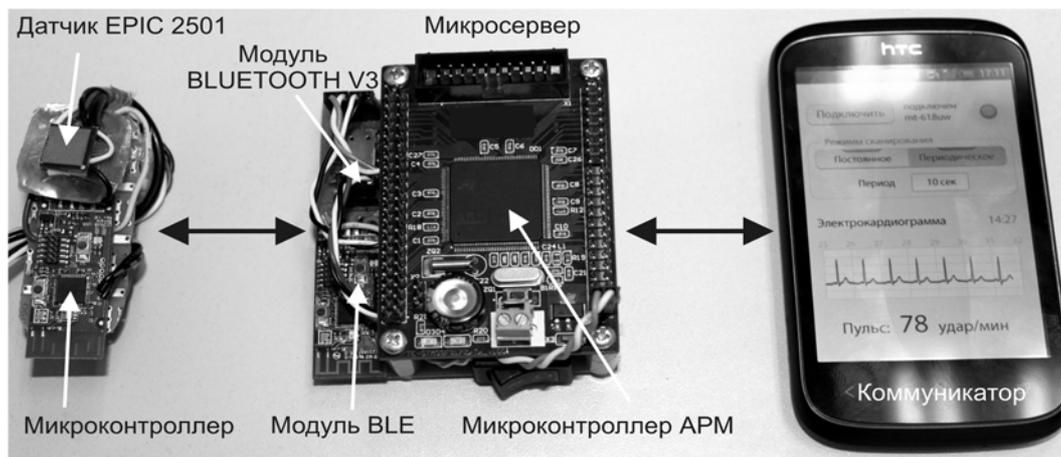


Рис. 4. Аппаратные средства системы мониторинга

Заключение

Показано, что система на базе Android-коммуникатора, микросервера, бесконтактных датчиков ЭКГ и пульса позволяет создать мобильный носимый комплекс для непрерывного мониторинга состояния сердечной деятельности пациента удаленной медицинской службой (электрокардиография, частота сердечных сокращений, температура) с датчиками измеряемых величин, практически не мешающими пациенту выполнять повседневные функции. Применение микросервера на базе микропотребляющего процессора с APM-архитектурой в качестве промежуточного звена между датчиками и коммуникатором минимизирует требования к вычислительным ресурсам коммуникатора, а в случае отсутствия связи с коммуникатором позволяет сохранять данные во встроенной памяти микросервера, обеспечивать надежную связь с датчиками и долговременную работу за счет независимости процессов сбора данных от режима использования коммуникатора и операций, выполняемых с его помощью.

Экспериментальные исследования, проведенные с помощью макета миниатюрного автономного носимого комплекса, выполненного в соответствии со структурой, представленной на рис. 1 (аппаратные средства без корпусов представлены на рис. 4), выявили, что в настоящее время основными элементами, определяющими надежность и качество системы, являются современные датчики ЭКГ. Фильтрация входных сигналов и выявление артефактов существенно повышают достоверность полученных данных, но, на наш взгляд, лучшие из имеющихся на рынке датчики ЭКГ не полностью отвечают требованиям мобильных систем непрерывного мониторинга. Таким образом, разработанное устройство может быть представлено в качестве прототипа эффективной диагностически значимой системы мониторинга основных параметров сердечно-сосудистой деятельности человека с целью своевременного выявления фатальных нарушений жизнедеятельности, своевременного лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний.

Список литературы:

1. Макаров Л.М. Холтеровское мониторирование. 2-е изд. – М.: ИД «Медпрактика-М», 2003. 340 с.
2. Borromeo S., Rodriguez-Sanchez C., Machado F., Hernandez-Tamames J.A., de la Prieta R. A Reconfigurable, Wearable, Wireless ECG System / Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale, Lyon, France, August 23-26, 2007.
3. Lee D.H., Rabbi A., Choi J., Fazel-Rezai R. Development of a Mobile Phone Base e-Health Monitoring Application // International Journal of Advanced Computer Science and Applications. 2012. Vol. 3. № 3.

4. Морозов В.В., Серяпина Ю.В., Кравченко Ю.Л., Тарков С.М., Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н., Служев В.А. Телемедицина в кардиологии: новые перспективы // Фундаментальные исследования. 2013. № 7 (часть 3). С. 589-593.
5. Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н., Морозов В.В., Служев В.А. Система мобильного мониторинга сердечной деятельности человека / XXI Международная конференция «Лазерно-информационные технологии в медицине, биологии и геоэкологии», 10-14 сентября 2013 г., пос. Абрау-Дюрсо, г. Новороссийск.
6. Бекмачев А. Датчики Epic от Plessey Semiconductors – прорыв в сенсорных технологиях // Компоненты и технологии. 2013. № 1. С. 21-24.
7. <http://www.mioglobal.com>
8. Johnston P., Luo S. A review of electrocardiogram filtering // Journal of Electrocardiology. 2010. Vol. 43. PP. 486-496.
9. Google, Android Development Toolkit / <https://developer.android.com/reference/packages.html>.
10. Django Software Foundation, Django framework / <https://docs.djangoproject.com>.

Виктор Павлович Бессмельцев,
канд. техн. наук, зав. лабораторией,
Денис Николаевич Катасонов,
инженер-программист,
Борис Сергеевич Мазурок,
научный сотрудник,
Иван Владимирович Макеев,
инженер-программист,
Владимир Александрович Служев,
канд. техн. наук, научный сотрудник,
ФГБУН «Институт автоматизации и электрометрии
Сибирского отделения РАН»,
Виталий Валерьевич Морозов,
д-р мед. наук, профессор,
зав. лабораторией,
Андрей Иванович Швела,
д-р мед. наук, профессор,
зам. директора,
ФГБУН «Институт химической биологии
и фундаментальной медицины Сибирского отделения РАН»,
г. Новосибирск,
e-mail: bessmelt@iae.nsk.su