**ПРОГРАММНО-АЛГОРИТМИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ
ДИАГНОСТИКИ КАЧЕСТВА ВОД С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ
БИОЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА
В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ КАРДИОРИТМА БЕСПОЗВОНОЧНЫХ
С ЭКЗОСКЕЛЕТОМ**

А.С. Куракин¹, С.В. Холодкевич^{1,2}, А.В. Иванов²

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Санкт-Петербургский научно-исследовательский центр экологической безопасности Российской академии наук (НИЦЭБ РАН), РФ, г. Санкт-Петербург, ул. Корпусная, 18

² Санкт-Петербургский государственный университет, РФ, г. Санкт-Петербург, Университетская набережная, 7/9
E-mail: kholodkevich@mail.ru

Статья посвящена вопросам разработки и апробации оригинального алгоритмически-программного обеспечения для метода биоэлектронной диагностики качества поверхностных вод. Рассмотрены характеристики общей вариабельности сердечного ритма организмов-биоиндикаторов, подлежащих анализу в режиме реального времени. Отдельное внимание уделяется описанию алгоритма по оптимизации параметров цифрового фильтра (ЦФ) в составе программного обеспечения (ПО) VarPulse.

Ключевые слова: биоэлектронная система, общая вариабельность сердечного ритма, цифровой фильтр, оптимизация, ПО VarPulse.

Введение. В отличие от методов контроля природной среды, основанных на измерении только физико-химических характеристик компонентов окружающей среды, применение которых ограничено из-за отсутствия достаточно чувствительных и селективных сенсоров для анализа всего спектра загрязняющих веществ, технические средства биологического мониторинга используют в составе сенсоров – живые организмы, которые являются чувствительными к широкому спектру токсикантов.

В настоящее время наибольшие успехи в развитии инструментальных биологических методов оценки качества поверхностных вод в реальном времени достигнуты в направлении, основанном на неинвазивной регистрации ответных реакций основных функциональных систем организмов-биоиндикаторов на изменения качества среды их обитания [1, 2]. Измерительные системы, с помощью которых регистрируют такие показатели, получили название биоэлектронных [3]. Существенным преимуществом биоиндикации качества воды такими методами является не только их экспрессность, но и принципиальная возможность интегральной оценки и острого, и хрониче-

ского воздействия загрязняющих веществ на биоту.

В 1999 г. в НИЦЭБ РАН был разработан волоконно-оптический метод регистрации кардиоактивности бентосных беспозвоночных с экзоскелетом [4]. Однако отсутствие ПО для автоматизации технически сложных (рутинных) процедур (фильтрация помех исходного сигнала, определение величин кардиоинтервалов, расчет характеристик общей вариабельности) существенно ограничивало область применения метода, в частности не позволяло использовать существующее аппаратное обеспечение за пределами лабораторных экспериментов, в длительных *in situ* исследованиях, а также интегрировать метод в производственные системы контроля качества воды. Такое ПО было разработано для обеспечения работы в автоматическом режиме систем непрерывного биомониторинга общей токсичности сырой воды источника централизованного питьевого водоснабжения [5, 6], внедренных в 2006 г. на всех 10 водозаборах водопроводных станций Санкт-Петербурга. В течение 11 лет производственной эксплуатации ПО неоднократно совершенствовалось, однако его алгоритмическая

структура пока нигде не публиковалась. В настоящей работе впервые описываются достигнутые к настоящему времени программно-алгоритмические аспекты (комплекс программно-реализуемых алгоритмов) обеспечения диагностики общей токсичности поверхностных вод на основе использования биоэлектронной системы регистрации и анализа в реальном времени кардиоритма беспозвоночных с экзоскелетом.

Биоэлектронная диагностика качества поверхностных вод. При оценке загрязнения водных экосистем важное практическое значение имеют методы, основанные на использовании *биоэлектронных систем* – информационно-измерительных систем, в которых животные-биоиндикаторы включены в состав первичных преобразователей, являясь неотъемлемой частью электронной системы регистрации физиологических или поведенческих биомаркеров [3, 5–7].

Рис. 1. Блок-схема системы мониторинга кардиоактивности методом вариационной пульсометрии [6]. ЛВОФ – лазерный волоконно-оптический фотоплетизмограф, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, ПК – персональный компьютер, КИ – кардиоинтервал, СКО – среднеквадратическое отклонение, СИ – стресс-индекс

На рис. 1 представлена блок-схема разработанного в НИЦЭБ РАН метода регистрации и анализа кардиоактивности бентосных беспозвоночных с экзоскелетом. В рамках данного биоэлектронного метода (рис. 1) происходит преобразование исходной фотоплетизмограммы (ФПГ) – оптического сигнала, содержащего информацию о частоте сердечных сокращений (ЧСС) биоиндикатора в аналоговый электрический сигнал с последующей его оцифровкой. Основная трудность обработки таких сигналов заключается в том, что, в отличие от кардиограмм, в сигнале ФПГ отсутствует острый зубец, по которому легко определять величины ЧСС. Автоматизация обработки данных включает (рис. 1) адаптивную цифровую фильтрацию, анализ вариабельности кардиоинтервалов (временных интервалов между двумя соседни-

ми циклами кардиоритма) по методу вариационной пульсометрии (ВП), сохранение и визуализацию данных. Метод ВП изучает общую вариабельность ритма сердца по характеристикам распределения кардиоинтервалов по величине. Основными измеряемыми характеристиками при этом являются (рис. 1) среднее значение кардиоинтервала (KI_{cp}), соответствующие ему ЧСС, СКО и СИ.

Критерии, по которым оценивается состояние систем регуляции сердечного ритма [8], включают суммарный эффект, определяемый по ЧСС, оценку функций автоматизма по показателю СКО, степень централизации управления ритмом сердца по СИ. Данная концепция предполагает рассмотрение сердечного ритма в связи с адаптационной реакцией целостного организма, как проявление различных стадий общего адаптационного синдрома (стресса). При этом вариабельность сердечного

ритма отражает степень напряжения регуляторных систем в ответ на любое стрессовое воздействие [8].

Приведенные выше характеристики общей вариабельности ритма сердца являются основными информативными параметрами для оценки функционального состояния животных биоиндикаторов [6]. На основе данного метода была впоследствии создана антитеррористическая система контроля общей токсичности сырой воды источника водоснабжения – станция производственного биологического мониторинга качества воды (СПБМКВ) [3, 5–7]. В качестве биосенсоров для систем СПБМКВ были выбраны речные раки *Astacus leptodactylus*.

В дальнейшем, по мере накопления информации о динамике ответных стрессовых реакций кардиосистемы индикаторных видов организмов, разработанный биоэлектронный метод нашел применение в мониторинговых исследованиях, связанных со сравнительной оценкой экологического состояния акваторий. Методической основой для таких исследований являлась найденная корреляция адаптивной способности тест-организмов к стандартизованным функциональным нагрузкам и уровнем загрязнения их среды обитания [9]. Было показано, что время восстановления ($T_{\text{восст}}$) ЧСС двустворчатых моллюсков после стандартизованного тест-воздействия (резкое однократное изменение солёности или температуры в пределах толерантности вида) является перспективным экотоксикологическим биомаркером для интегральной оценки воздействия загрязняющих веществ на состояние водных экосистем [9].

Алгоритмически-программное обеспечение биоэлектронной диагностики. ПО VarPulse было разработано в среде Microsoft Visual Studio 6.0 на языке Visual C++ с целью автоматизации и повышения скорости обработки информации предложенного биоэлектронного метода. Обобщенная блок-схема программы представлена на рис. 2. ПО VarPulse работает с одним из двух источников данных: поток данных с многоканального АЦП (E14-140)

или бинарные файлы, содержащие ранее записанную ФПГ. При запуске программы происходит инициализация переменных и считывание последних сохраненных настроек программы из файла настроек. На следующем шаге алгоритма предусмотрен автоматический запуск потока чтения данных с АЦП (который может быть отменен пользователем), необходимый при работе программы в автономном режиме. Анализ данных происходит в режиме реального времени для каждого из каналов и реализован в виде блоков-подпрограмм (рис. 2): чтения данных, цифрового фильтра, определения интервалов и анализа вариабельности работы сердца. Графическая интерпретация определения кардиоинтервалов показана на рис. 3. При каждом поступлении из блока ЦФ дискретного значения амплитуды отфильтрованного сигнала X'_i , происходит увеличение на единицу переменной-счетчика *Counter* и проверка трех условий (рис. 3):

1) пересечение сигналом $X'(t)$ горизонтальной линии, отстоящей от нулевого уровня на величину A_T (точка «1» на рис. 3) при наличии локального максимума $X'_{\max_i}$ во временном промежутке от предыдущей точки пересечения с нулем (точка «0» на рис. 3) до точки «1»;

2) пересечение сигналом $X'(t)$ вертикальной линии, отстоящей от нулевого уровня на величину A_B (точка «2» на рис. 3);

3) пересечение сигналом $X'(t)$ нулевой линии (точка «0» на рис. 3) при наличии локального минимума $X'_{\min_i}$ во временном промежутке от предыдущей точки «2» до текущей точки «0».

При последовательном наступлении событий по вышеуказанным условиям, в момент наступления события 3), происходит определение длительности текущего кардиоинтервала I_i по формуле:

$$I_i = \text{Counter} / \text{ChR}, \quad (1)$$

где *Counter* – значение переменной-счетчика (количество точек дискретного сигнала $X'(t)$); *ChR* – частота опроса АЦП по одному каналу (отсчетов в секунду); I_i – значение текущего кардиоинтервала в секундах. Характеристики вариабельности (табл. 1), вычисляются в реальном масштабе времени для каждой выборки последовательных значений I_i .

Рис. 2. Обобщенная блок-схема ПО VarPulse

Рис. 3. Графическая схема определения кардиоинтервалов ПО VarPulse

Таблица 1. Основные характеристики общей вариабельности сердечного ритма

Характеристика	Формула расчета
Среднее значение кардио-интервала в выборке (M), с	$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M_i,$ <p>где M_i – длительность i-го интервала в выборке, с; N – объем выборки.</p>
Средняя ЧСС по выборке (HR), уд/мин	$HR = \frac{60}{M}$
Изменение средней ЧСС (dHR), %	$dHR = \frac{HR_{t2} - HR_{t1}}{HR_{t1}} \cdot 100\%,$ <p>где HR_{t1} – ЧСС в момент времени $t1$, уд/мин; HR_{t2} – ЧСС в момент времени $t2$.</p>
СКО (SD), с	$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (M_i - M)^2}$
Стресс-индекс (SI)	$SI = \frac{1}{2M \cdot SD^2}$

Для каждого блока программы осуществляется визуализация и сохранение в файлы соответствующих сигналов, параметров или флагов (функционального состояния). В рамках данного алгоритма под флагом понимается дискретная информация о состоянии животного-биосенсора, имеющая целочисленное и цветовое обозначение. Программа с учетом предустановленных пороговых значений SI или dHR выдает информационные сообщения о функциональном состоянии животного-биоиндикатора в виде флагов состояния и соответствующим им цветовым сигналам. Так значение флага равное «0» означает нормальное функциональное состояние («зеленый цвет»), а значение равное «2» информирует о том, что биосенсор находится в состоянии стресса («красный цвет» – сигнал тревоги). Блок управления настройками программы позволяет пользователю корректировать и сохранять настройки основных процессов считывания, анализа и сохранения данных.

Следует отметить, что область применения разработанного ПО VarPulse не ограничивается только экофизиологическими исследованиями, связанными с оценкой качества поверхностных вод. С 2005 г. ПО VarPulse входит в состав программного комплекса аналитического блока СПБМКВ ГУП «Водоканал Санкт-Петербурга». Данный комплекс (программы FishMonitor, VarPulse, DataAdmin, DataMonitor, макросы MS Office) включает набор средств анализа,

визуализации, архивирования и передачи удаленным пользователям данных о функциональном состоянии биосенсоров СПБМКВ.

Артефакты сигнала ФПГ и структура ЦФ. Одной из задач, решаемых при разработке программного кода алгоритмов VarPulse, являлась минимизация риска пропуска отдельных кардиоинтервалов в условиях присутствия шумов и артефактов разной природы в исходном сигнале ФПГ. Для сигналов ФПГ биосенсоров, используемых в рассматриваемой биоэлектронной системе существует четыре типа помех. Во-первых, структурированный ВЧ шум, характерным примером которого является сетевая наводка частотой 50 Гц. Во-вторых, НЧ артефакты (рис. 4), вызванные неудачным расположением оптоволоконного датчика на поверхности биосенсора. В-третьих, физиологические помехи, вызванные влиянием на сигнал ФПГ процессов и систем организма, не являющихся в данный момент объектами исследования. В-четвертых, шумы и искажения волоконно-оптической линии передачи, например, модовый шум, возникающий в результате перераспределения большого числа волн в многомодовом волокне за счет колебаний температуры, механической деформации и др. Устранение артефактов сигнала ФПГ реализовано средствами цифровой фильтрации с использованием адаптивного полосового ЦФ с конечной импульсной характеристикой.

Рис. 4. Сигнал ФПГ рака *Pontastacus leptodactylus* во временном и частотном (быстрое преобразование Фурье) доменах до (сверху) и после (снизу) цифровой фильтрации НЧ артефактов. S – полезный сигнал; N – шум. Частота настройки фильтра $f_0 = 0,415$ Гц

Передаточная функция $H(\omega)$ используемого фильтра определяется следующим выражением:

$$H(\omega) = \chi(\omega - \omega_2) - \chi(\omega - \omega_1), \quad (2)$$

где $\chi(\omega)$ – функция Хевисайда; ω_1 – частота среза НЧ; ω_2 – частота среза ВЧ.

Значение отфильтрованного сигнала x' в момент времени t , измеряемого в отсчетах АЦП, определяется по формуле (3) (с учетом формул (4) – (6)) как дискретная свертка исходного (первичного) сигнала ФПГ, считываемого с АЦП и импульсной характеристики фильтра:

$$x'(t) = \sum_{k=-N/2}^{N/2} g(k) \cdot x(t-k), \quad (3)$$

$$g(k) = \frac{\sin(\omega_2 k) - \sin(\omega_1 k)}{\pi \cdot k}, \quad (4)$$

$$\omega_1 = 2\pi f_1 / h, \quad (5)$$

$$\omega_2 = 2\pi f_2 / h, \quad (6)$$

где $x(t-k)$ – значение исходного сигнала в момент времени $(t-k)$; $g(k)$ – импульсная характеристика фильтра (обратное

преобразование Фурье передаточной функции (2)); N – размер рамки дискретной реализации фильтра, т.е. количество элементов в массиве значений импульсной характеристики g ; k – номер элемента массива дискретных значений импульсной характеристики; h – величина временной дискретизации исходного сигнала (частота опроса АЦП), Гц; f_1 – нижняя частота среза, Гц; f_2 – верхняя частота среза, Гц.

Адаптивный фильтр пропускает частоты в полосе частот ограниченной f_1 и f_2 . В ПО VarPulse заложена возможность автоподстройки частот среза f_1 и f_2 во времени (в момент определения каждого текущего кардиоинтервала), в зависимости от текущих значений среднего кардиоинтервала:

$$f_0 = 1/I_m, \quad (7)$$

$$f_1 = f_0 - b \cdot f_0, \quad (8)$$

$$f_2 = f_0 + b \cdot f_0, \quad (9)$$

где I_m – текущее среднее значение кардиоинтервала, с; f_0 – основная (несущая) частота полезного сигнала, соответствующая I_m , Гц; $b=0,3$ – коэффициент, определяющий ширину полосы пропускания фильтра.

Значение I_m передается по каналу обратной связи из программного блока определения кардиоинтервалов (КИ) в программный блок ЦФ, осуществляя управление f_1 и f_2 . I_m определяется как среднее арифметическое из N последних засчитанных кардиоинтервалов, принимая во внимание ограничение, накладываемое параметром D на текущий засчитываемый интервал:

$$I_i^m = (\sum_{k=1}^N I_{i-N+k}) / N, \quad (10)$$

$$\frac{|I_{i-1}^m - I_i^m|}{I_{i-1}^m} * 100\% < D, \quad (11)$$

где I_i^m – текущее среднее значение кардиоинтервала в момент (i) определения текущего кардиоинтервала I_i ; I_{i-1}^m – предыдущее среднее значение кардиоинтервала в момент $i-1$.

Алгоритм оптимизации настроек ЦФ и его апробация. Параметры N и D влияют на стабильность работы фильтра и их неправильная (неоптимальная) установка в настройках программы приводит к увеличению сбоев в работе фильтра – событий при которых прекращается определение кардиоинтервалов в связи с тем, что фильтр настраивается на частоту, отличную от основной. При возникновении таких событий автоматически включается режим поиска сигнала, с принудительной перенастройкой частот среза f_1 и f_2 , и последующим «захватом» сигнала. Оптимальным выбором значений параметров N и D можно минимизировать число сбоев и ситуаций требующих задействовать затратный по времени режим поиска сигнала. В данной работе предложен алгоритм оптимизации данных параметров, основная идея которого заключается в решении задачи условной оптимизации – нахождения минимума целевой функции двух независимых переменных:

$$N_E = f(N, D) \rightarrow \min, \quad (12)$$

$$N \in [N_a; N_b], D \in [D_a; D_b], \quad (13)$$

где N_E – количество сбоев фильтра за фиксированный временной период.

Аналитический вид целевой функции неизвестен. Считаем, что минимум функции расположен внутри прямоугольной области на плоскости (x, y) с вышеуказанными диапазонами ограничений параметров. Полагая, что функция дифференцируема и ограничена снизу, для нахождения минимума применяем метод градиентного спуска [10] как более эффективный, по сравнению с методами нулевого порядка, и в то же время обладающий меньшими вычислительными затратами, по сравнению с методами второго порядка [11].

С программной точки зрения алгоритм метода реализован в виде двух циклов (рис. 5): внешний цикл попыток (индекс i) и внутренний цикл итераций (индекс k). При запуске оптимизации сначала происходит инициализация переменных, задаются граничные условия поиска, а также максимальное число попыток (k_{max}), итераций (i_{max}), точность e и начальное значение шага s . Цикл попыток управляет начальными координатами поиска x_0 и y_0 , которые, ввиду отсутствия априорной информации о функции F (здесь и далее для удобства изложения алгоритма положим $F(x, y) = N_E = f(N, D)$), задаются случайным образом и запуском цикла итераций. Внутри цикла итерации (рис. 5) сначала осуществляется расчет значения функции F в точке (x_0, y_0) . Затем вычисляются компоненты градиента функции f_x и f_y , а также абсолютная величина градиента. На следующем шаге осуществляется переход к новой точке поиска, при этом рассчитываются значения x_1, y_1 , исходя из принципа движения в сторону антиградиента. После вычисления нового значения функции в точке (x_1, y_1) , происходит уменьшение шага s (метод с дроблением шага) в случае возрастания функции F . На следующем этапе проверяются три условия остановки процесса поиска. В случае если значение градиента, приращение по координатам поиска и приращение функции меньше заданной точности e , то осуществляется выход из цикла с сохранением результатов поиска для данной k -ой

Рис. 5. Блок-схема алгоритма оптимизации параметров автоподстройки ЦФ фильтра ПО VarPulse

попытки в массивы $X_{min}[]$, $Y_{min}[]$ и $F_{min}[]$. В противном случае осуществляется переход к следующему шагу итерации цикла. По завершении цикла попыток, рассчитываются искомые значения минимума целевой функции f_{min} , как минимальное из значений, накопленных в массиве $F_{min}[]$, а также его координаты x_{min} и y_{min} (рис. 5). Алгоритм метода в качестве отдельного модуля выполненного на языке программирования C++ был встроен в блок управления настройками ПО VarPulse. Для тестирования разработанного алгоритма использовались 10 тестовых функций [12], которые реализуют свойства, затрудняющие оптимизацию: многоэкстремальность, несепа-

рабельность, овражность, плато, узкие зоны притяжения глобального минимума, а также слабое отличие значений функции в глобальном минимуме от значений в локальных.

При практическом использовании алгоритма оптимизации для параметров автоподстройки цифрового фильтра было предложено использовать схему, в соответствии с которой ПО VarPulse осуществляет работу попеременно в двух режимах: режим «Эксперимент» и режим «Оптимизация».

При проведении серии повторных однотипных (по характеру воздействия и реакции) экспериментов на одной группе биосенсоров (или биосенсоров из одной популяции), параметры (настройки) циф-

рового фильтра N и D (оптимизированные по сохраненным данным предыдущего эксперимента) используются в качестве исходных для последующего эксперимента.

При апробации алгоритма оптимизации для параметров автоподстройки ЦФ использовались бинарные файлы, содержащие суточные ФПГ записи тестирования адаптивных способностей моллюсков *Unio pictorum* и *Macoma balthica*, сделанные в рамках проекта HIDROTOX [13]. Особенностью регуляции кардиоритмов у этих двух видов моллюсков является плавность изменения длительности КИ во времени. Из

каждого бинарного файла (суточная запись ФПГ) для оптимизации настроек N и D ЦФ был выбран участок, охватывающий временной период длительностью 3 часа с 10:00 до 13:00. Данный интервал включает фоновую запись ФПГ (10:00 – 11:00), запись при воздействии (изменение температуры или солености) (11:00 – 12:00) и ФПГ восстановления к фону после прекращения воздействия (12:00 – 13:00). Результаты апробации, представленные на рис. 6 показывают, что при использовании оптимизированных настроек ЦФ достоверно ($p < 0,001$) уменьшается количество сбоев в его работе.

Рис. 6. Апробация алгоритма оптимизации настроек ЦФ для записей ФПГ моллюсков *Unio pictorum* (станции отбора проб KE, LIZ, MB, HAP, SDG) и *Macoma balthica* (станции отбора проб VAD2, 167B, 101A, 163B); * – достоверное отличие (критерий Манна-Уитни, $p < 0,001$)

Заключение. Определен перечень характеристик общей вариабельности сердечного ритма для оценки функционального состояния биологических индикаторов (раков и моллюсков), подлежащих анализу в режиме реального времени. Разработано алгоритмически-программное обеспечение метода биоэлектронной диагностики качества поверхностных вод на основе анализа кардиоактивности животных биоиндикаторов (ПО VarPulse). Разработанное ПО позволяет автоматизировать обработку, анализ, визуализацию и передачу получаемой от биосенсоров информации. Создан алгоритм оптимизации настроек ЦФ ПО VarPulse. Данный алгоритм позволяет уменьшать количество сбоев при определении кардиоинтервалов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Экспресс-метод* оценки функционального состояния речных раков как инструмент тестирования устойчивости экосистем малых водоемов / С.В. Холодкевич, Т.Е. Шумилова, В.П. Федотов [и др.] // Новое в экологии и безопасности жизнедеятельности: труды IV Всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием (СПб., 16–18 июня 1999 г.). СПб., 1999. Т. 3. С. 451.
2. Depledge M.H., Aagaard A., Gyorkos P. Assessment of trace metal toxicity using molecular, physiological and behavioral biomarkers // Marine Pollution Bulletin. 1995. V. 31, № 1–3. P. 19–27.

3. Холодкевич С.В. Биоэлектронный мониторинг уровня токсичности природных и сточных вод в реальном времени // Экологическая химия. 2007. Т. 16. № 4. С. 223–232.
4. Федотов В.П., Холодкевич С.В., Строчило А.Г. Изучение сократительной активности сердца раков с помощью нового неинвазивного метода // Журнал эволюции биохимии и физиологии. 2000. Т. 36. № 3. С. 219–222.
5. Система обеспечения безопасности водоснабжения на водопроводных станциях Санкт-Петербурга / П.П. Махнев, А.В. Бекренев, В.С. Бакланов [и др.] // Водоснабжение и санитарная техника. 2006. № 9. Ч. 1. С. 6–15.
6. Real time biomonitoring of surface water toxicity level at water supply stations / S.V. Kholodkevich, A.V. Ivanov, A.S. Kurakin [et al.] // Journal of Environmental Bioindicators, 2008. V. 3. № 1. P. 23–34.
7. Биоэлектронная система с метрологическим самоконтролем для диагностики острой токсичности воды / В.А. Любимцев, С.В. Холодкевич, И.И. Дружинин [и др.] // Приборы. 2017. № 10 (208). С. 34–39.
8. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. М.: «Медицина», 1997. 235 с.
9. Experiences on ecological status assessment of the Gulf of Bothnia different sites based on cardiac activity biomarkers of caged mussels (*Mytilus edulis*) / S.V. Kholodkevich, T.V. Kuznetsova, K.K. Lehtonen [et al.] // ICES Annual Science Conference 2011, 19–23 September, Gdansk, Poland. <http://www.ices.dk/products/CMdocs/CM-2011/R/R2011.pdf>, 12 p.
10. Мудров А.Е. Численные методы для ПЭВМ на языках Бейсик, Фортран и Паскаль. Томск: МП "РАСКО", 1991. 272 с.
11. Venter G. Review of Optimization Techniques. In: Encyclopedia of Aerospace Engineering. John Wiley & Sons. Ltd. – 2010. 12 p.
12. Jamil M. & Yang X.-S. A literature survey of benchmark functions for global optimization problems // International Journal of Mathematical Modeling and Numerical Optimization. 2013. 4 (2). P. 150–194.
13. Оценка экологического состояния акваторий Балтийского моря / А.С. Куракин, С.В. Холодкевич, С. Пурвиня [и др.] // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Серия: Наука и образование. 2012. № 1 (142). С. 267–272.

SOFTWARE AND ALGORITHMIC ASPECTS OF THE REAL-TIME BIOELECTRONIC SYSTEMS FOR HEART RHYTHM ANALYSIS IN EXOSKELETON INVERTEBRATES APPLIED TO THE SURFACE WATER QUALITY ASSESSMENT

A.S. Kurakin¹, S.V. Kholodkevich^{1,2}, A.V. Ivanov²

¹ St. Petersburg Scientific Research Center for Ecological Safety (SRCES RAS), Russian Federation, St. Petersburg, Korpusnaya St., 18

² Saint Petersburg University, Russian Federation, St. Petersburg, Universitetskaya Emb., 7/9

The paper is devoted to the development and approbation of the original algorithmic software applied to the bioelectronic system for surface water quality assessment. The characteristics of the heart rate variability for bioindicators are considered for use in real time analysis. Special attention is paid to the description of the optimization algorithm for parameters of the digital filter in the VarPulse software.

Keywords: bioelectronic system, heart rhythm variability, digital filter, optimization, VarPulse software.