

**КАЧЕСТВО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕННОГО РЯДА
ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА**

Нефедов М.Ю., соискатель к.т.н.,
Федеральное государственное унитарное предприятие
«Специальное научно-производственное объединение «Элерон»

Аннотация: в статье представлены алгоритмы оценки сигнал/шум, формирования временного ряда и оценки погрешности на основе математического моделирования.

Ключевые слова: оценка, сигнал/шум, алгоритм, временной ряд, модель сигнала, погрешность.

**QUALITY OF DEFINITION OF A TEMPORARY ROW
FOR THE ASSESSMENT OF THE CONDITION
OF THE PERSON OPERATOR**

Nefedov M. Yu., applicant,
Federal state unitary enterprise
«Special scientific and production association «Eleron»

Summary: in article algorithms of an assessment signal/noise, formations of a temporary row and an error assessment on the basis of mathematical modeling are presented.

Keywords: assessment, signal/noise, algorithm, time row, signal model, error.

Метод фотоплетизмографии (ФПГ) позволяет непрерывно регистрировать сигнал, характеризующий кровенаполнение периферических сосудов, отражающих работу сердца. В методе ФПГ, как правило, выделяют временной ряд, состоящий из текущих значений кардиоинтервалов. Зная значения кардиоинтервалов за минуту можно определить частоту пульса по формуле

$$P = \frac{1000}{T} \cdot 60,$$

где P – частота пульса, уд. в мин;

T – среднее значение кардиоинтервала, мс.

Известно, что частота пульса должна находиться в некоторых пределах (например, в области медицины норма составляет от 55 до 90 ударов в минуту). От того насколько точно мы определяем данный параметр, будет зависеть эффективность оценки состояния оператора. Например, уменьшение или увеличение частоты пульса свидетельствует об отклонении от нормы.

Однако, как и любому другому методу, ему присущи помехи различного рода [1]. Одной из разновидностей помех является шум, который имеет ширину спектра значительно превышающую ширину спектра сигнала ФПГ, и накладывается на форму сигнала ФПГ. Наличие данного шума, его уровень, влияет на точность определения информации, извлеченной из сигнала ФПГ.

Удобной математической моделью шума является белый шум [2]. Данный процесс полностью описывается корреляционной функцией (КФ) [3]. В данной работе предлагается способ определения текущего значения сигнал/шум на основе отношения оценок КФ сигнала и шума.

Предположим, что на выходе аналого-цифрового преобразователя имеется аддитивная смесь сигнала и шума, описываемая выражением (1)

$$y(k)=s(k)+x(k), \quad (1)$$

где $y(k)$ – реальный сигнал;

$s(k)$ – полезный сигнал, содержащий информацию;

$x(k)$ – дискретный шум, по статистическим характеристикам близкий к белому шуму;

k – номер отсчета.

Каждую из составляющих выражения (1) можно представить корреляционными матрицами (КМ) на некотором интервале времени. На практике очень трудно провести расчет КМ, и мы можем ограничиться лишь оценкой КМ. В дальнейшем можно перейти к значениям оценки КФ сигнала и шума и по соотношению полученных значений оценки КФ сигнала и шума определить текущее значение сигнал/шум. Далее обработав весь сигнал (на некоторой временной развертке содержащей N отсчетов и m участков) мы получим окончательную оценку сигнал/шум в масштабе реального времени.

Алгоритм оценки сигнал/шум представлен на рисунке 1. Нормировка данных проводится по следующей формуле (2)

$$z_i = y_i / y_{\max}, i=1, \dots, N, \quad (2)$$

где z_i – нормированное значение амплитуды;

y_i – значение амплитуды;

y_{\max} – максимальное значение амплитуды по абсолютной величине.

Аппроксимация проводится с использованием полинома третьей степени по методу наименьших квадратов [3]. Перед вычислением собственных значений и векторов проводится сортировка данных до и после аппроксимации в порядке убывания и диагонализация сформированных матриц.

Полученные собственные значения и вектора сортируются в порядке убывания. Выделив первую строку оценок КФ получим значения оценки КФ до и после аппроксимации, а используя формулу (3) получим оценку КФ шума.

$$r_x = r_y - r_s, \quad (3)$$

где r_x – оценка КФ шума;

r_y – оценка КФ участка сигнала до аппроксимации;

r_s – оценка КФ участка сигнала после аппроксимации.

Оценка уровня сигнала и шума находятся как арифметическое среднее значений r_s и r_x , соответственно. Оценка сигнал/шум вычисляется по формуле (4)

$$q_j = 20 \lg \left(\frac{\langle r_s \rangle}{\langle r_x \rangle} \right), \quad (4)$$

где $\langle r \rangle$ – среднее арифметическое;

q_j – текущее отношение сигнал/шум, дБ.

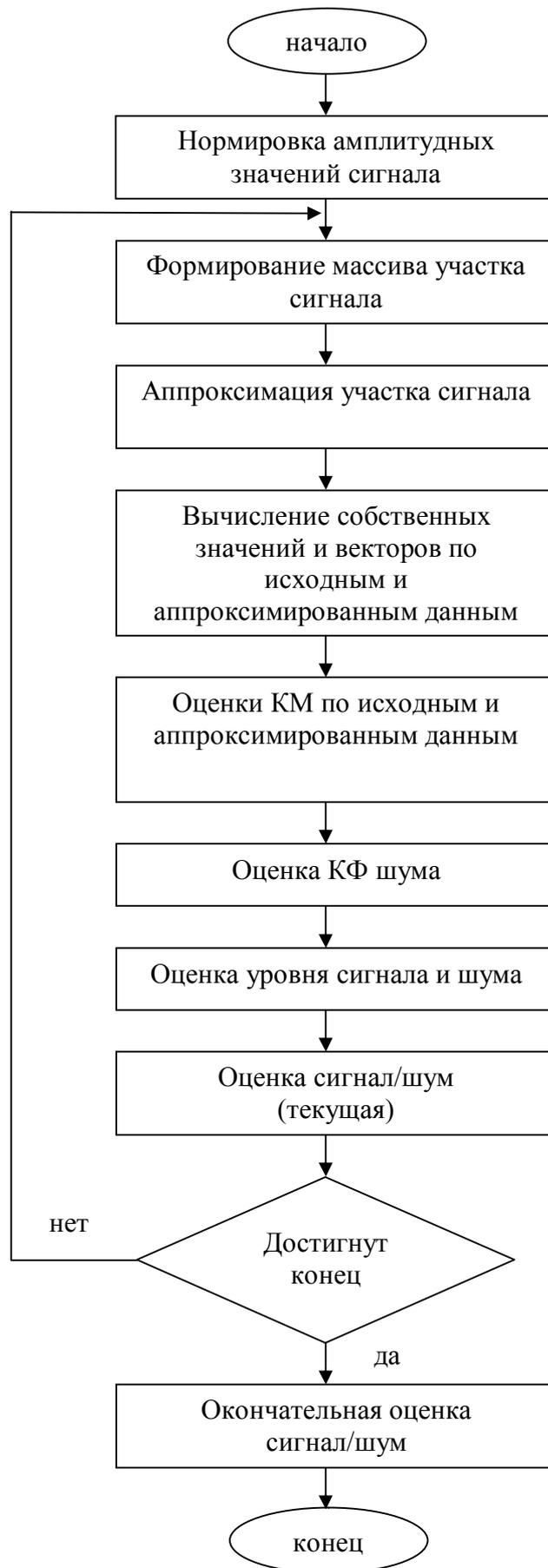


Рис. 1. Алгоритм оценки сигнал/шум

Окончательная оценка сигнал/шум проводится по формуле (5)

$$q_p = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m q_j. \quad (5)$$

В методе ФПГ значимой информацией является временной ряд, состоящий из текущих значений кардиоинтервалов. Поэтому важно обеспечить их определение с требуемой точностью на фоне шума.

В случае, когда уровень шума незначительный (т.е. его дисперсия мала и он незначительно искажает форму сигнала) предлагается следующий алгоритм определения кардиоинтервалов (см. рис. 2).

Интерполяция сигнала на основе кубических сплайнов [3]. Нормировка амплитудных значений проводится по следующим формулам (6, 7)

$$y0_i = y_i - y_m, \quad (6)$$

$$\text{где } y_m = \frac{y_{\max} + y_{\min}}{2};$$

$$y_{\max} = \max(y_i);$$

$$y_{\min} = \min(y_i).$$

$$z_i = \frac{y0_i}{z0}, \quad (7)$$

$$\text{где } z0 = \max(|y0_i|).$$

После интерполяции и нормировки в сигнале, определяются точки пересечения нулевой линии. Среднее значение кардиоинтервала на некоторой временной развертке вычисляется по формуле (8)

$$tR = \frac{tR_j}{k}, \quad (8)$$

где k – число пересечений линии нулевого уровня.

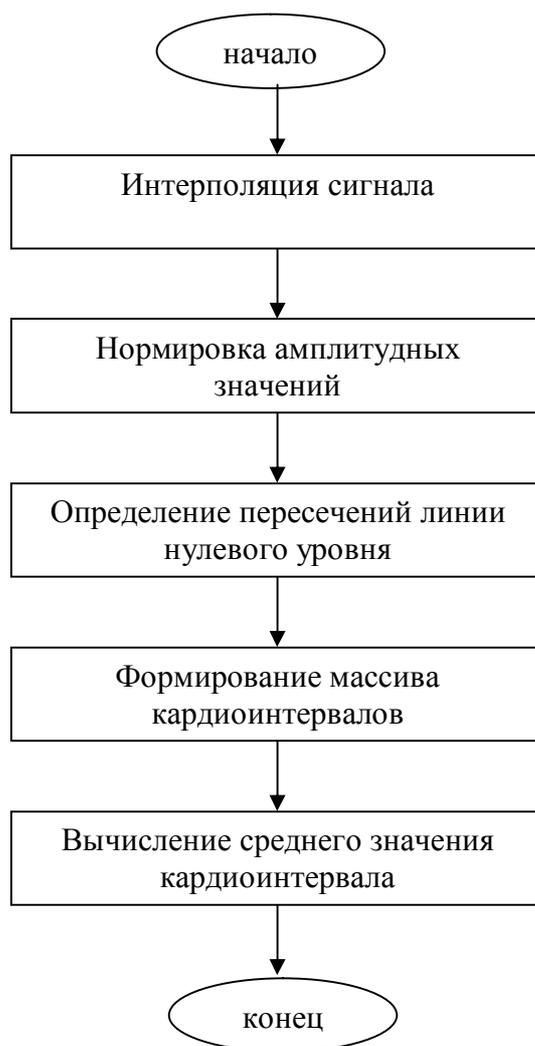


Рис. 2. Алгоритм определения кардиоинтервалов при «больших» значениях сигнал/шум (алгоритм № 1)

В случае когда уровень шума становится сравним с уровнем сигнала, и следовательно форма сигнала существенно искажается, предлагается следующий алгоритм определения кардиоинтервалов (см. рис. 3).

Интерполяция сигнала и нормировка амплитудных значений проводится аналогично алгоритму для «больших» значений сигнал/шум. Далее сигнал дифференцируется [3] и определяются все экстремумы.

Затем формируется массив значений экстремумов сигнала z^* по временным меткам (или индексам). Для подготовки вычисления порога используются следующие операции:

- вычисление медианы m массива z^* ;
- вычисление дисперсии D массива z^* ;

- вычисление коэффициента c по обратной функции распределения хи-квадрат [3] по формуле (9)

$$c = (\chi^2)^{-1}(p, r), \quad (9)$$

где $p = 1 - \frac{\alpha}{2};$

$$\alpha = 1 - \beta;$$

β – заданная доверительная вероятность;

$r = n^* - 1$ – число степеней свободы;

n^* – число экстремумов.

Далее вычисляется порог по формуле (10)

$$s = \sqrt{D_s} - m, \quad (10)$$

где $D_s = \frac{D \cdot r}{c}.$

Если абсолютная величина содержимого массива z^* превышает порог, то формируется новый массив $z1^*$ и размерность массива становится $n1^*$. Далее по выделенным значениям формируется некоторая функция (11)

$$f^*(i) = \frac{1}{2\pi\sqrt{s}} e^{-\frac{(z1^*(i) - z1^*(i+1))^2}{2s}}. \quad (11)$$

Собрав все значения функции от 1 до $n1^*$, получим массив f^* . Далее вычисляются нижняя и верхняя границы порога по формулам (12, 13)

$$s1 = \min(f^*), \quad (12)$$

$$s2 = \bar{f}^* + 2\sigma, \quad (13)$$

где \bar{f}^* – среднее значение f^* ;

σ – квадратный корень из дисперсии f^* .

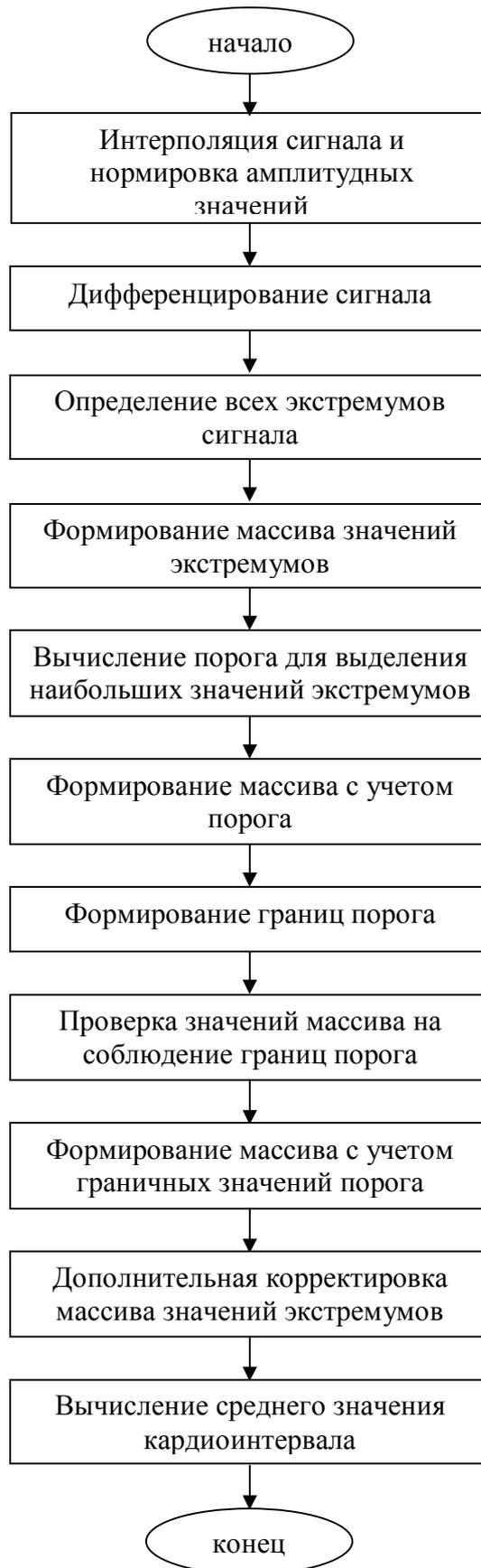


Рис. 3. Алгоритм определения кардиоинтервалов при «малых» значениях сигнал/шум (алгоритм № 2)

Далее проводится корректировка значений массива. В результате отбора формируется два массива $t_{z_{\min}}$ и $t_{z_{\max}}$. Среднее значение кардиоинтервала на некоторой временной развертке определяется по формуле (14)

$$t_R = \frac{\langle t_{z_{\min}} \rangle + \langle t_{z_{\max}} \rangle}{2}. \quad (14)$$

Исходя из обработки экспериментальных данных [4], предлагается следующая математическая модель сигнала (15), согласующаяся с теоретическими основами метода ФПГ.

$$s(k\Delta t) = k_0 + s_1(k\Delta t) + s_2(k\Delta t) + s_3(k\Delta t) + s_{fm}(k\Delta t), \quad (15)$$

где $s_1(k\Delta t) = a_1 \sin(2\pi f_1 k\Delta t)$ – LF-составляющая процесса;

$s_2(k\Delta t) = a_2 \sin(2\pi f_2 k\Delta t)$ – HF-составляющая процесса;

$s_3(k\Delta t) = a_3 \sin(2\pi f_3 k\Delta t)$ – VLF-составляющая процесса;

$s_{fm}(k\Delta t) = ka[\cos(2\pi f_2 k\Delta t + m\sin(2\pi kr_1 f_1 k\Delta t)) + \cos(2\pi f_2 k\Delta t + m\sin(2\pi kr_2 f_3 k\Delta t))]$ – модуляция составляющих.

Параметры модели:

a_1, a_2, a_3 – амплитуды гармонических составляющих сигнала;

f_1, f_2, f_3 – частоты гармонических составляющих сигнала;

ka – амплитудный коэффициент;

kr_1, kr_2 – коэффициенты иррациональности;

m – коэффициент модуляции;

k – номер отсчета;

Δt – шаг дискретизации;

k_0 – постоянная составляющая сигнала.

Для формирования различных форм сигнала использовались генераторы случайных чисел с равномерным и нормальным законом распределения. Для формирования шума и зашумления сигнала использовалась стандартная функция [3], встроенная в систему Matlab. На рисунке 4 показаны примеры зашумленных форм сигналов с разными значениями сигнал/шум.

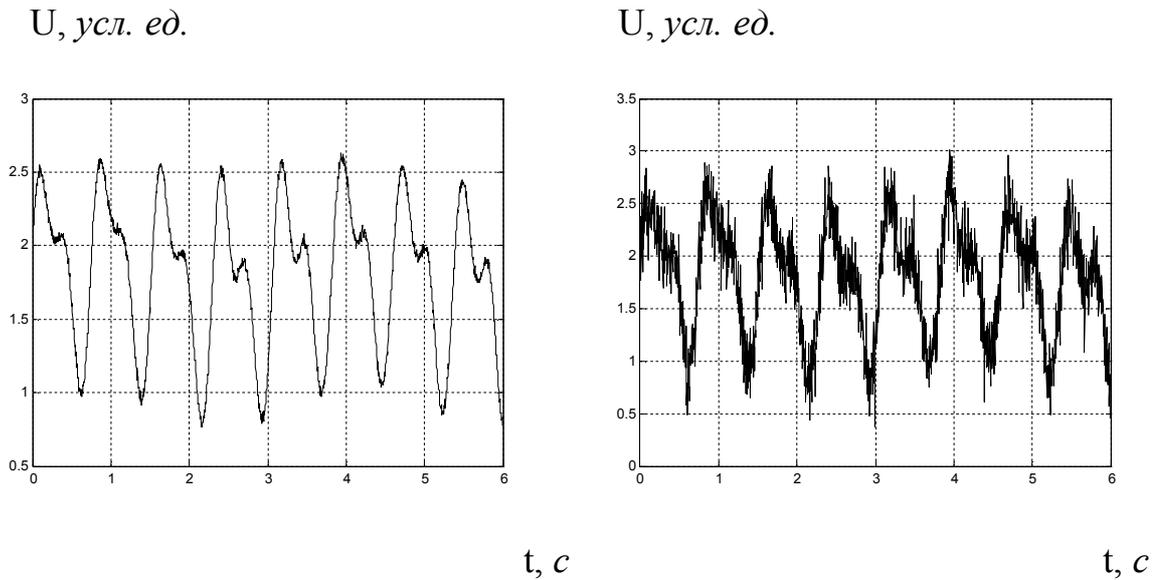


Рис. 4. Примеры зашумленных форм сигналов, со значением сигнал/шум 40 дБ (слева) и 20 дБ (справа)

При моделировании случайных процессов и проверки точностных характеристик алгоритмов были взяты характерные значения параметров, отражающие процессы метода ФПГ.

Интерполяция проводилась с использованием встроенной функции системы Matlab [3]. Зашумление проводилось в диапазоне значений сигнал/шум от 0 до 60 дБ с шагом 1 дБ. При значении сигнал/шум выше 30 дБ использовался алгоритм № 1, ниже 30 дБ – алгоритм № 2. В алгоритме № 2 был задан параметр $\beta = 0,95$. При аппроксимации были использованы функции, встроенные в систему Matlab.

В цикле было проведено зашумление 100 различных форм сигнала для каждого из заданных значений сигнал/шум. Было рассчитано стандартное среднеквадратичное отклонение (СКО) среднего значения кардиоинтервала для каждого из заданных значений сигнал/шум и получена зависимость, показанная на рисунке 5.

Проверка точностных характеристик способа оценки сигнал/шум проводилась по формуле (16)

$$\delta q = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n |qr_i^2 - q0_i^2|}{n}}, \quad (16)$$

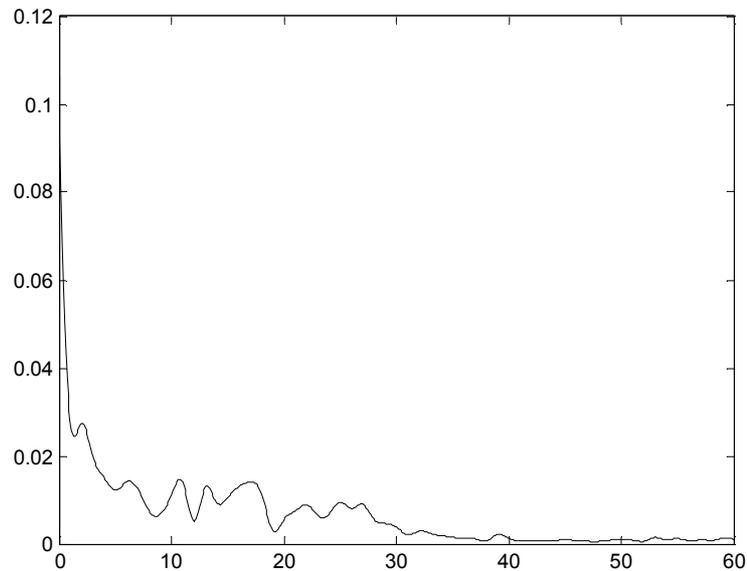
где q_0 – заданное значение сигнал/шум;

q_i – расчетное значение сигнал/шум;

n – число заданных значений сигнал/шум.

Полученная погрешность не хуже ± 2 дБ.

σ_{tR}, c



$q, дБ$

Рис. 5. Зависимость СКО среднего значения кардиоинтервала от значения сигнал/шум

В реальных условиях съема сигнала ФПГ возможны различные ситуации увеличения уровня шума. Это может быть связано с состоянием кожного покрова, с явлениями засветки участка кожи на месте размещения датчика, а также и с внешней помеховой обстановкой. В таких случаях важно контролировать уровень шума в масштабе реального времени.

Предлагаемая модель сигнала ФПГ может быть использована для моделирования различных ситуаций отклонения процессов метода ФПГ от номинального, характеризуемого нормальным состоянием оператора, и дальнейшего анализа.

Литература

1. Sokwoo Rhee, Boo-Ho Yang. Artifact-Resistant, Power-Efficient design of finger-ring plethysmographic sensors: Part 1-2 // Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA 02139, USA, Poster Session: IV Bioinstrumentation and biosensors – Biochem and Optical Sensors and Biosensors. IEEE, EMBS, 2000. – P. 32-40.
2. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. – СПб.: Питер, 2002. – 608 с.
3. Иглин С.П. Математические расчеты на базе Matlab. – СПб.: БХВ-Петербург, 2005. – 640 с.
4. Отчет о научно-исследовательской работе. Моделирование и исследование компонентов мониторинга физиологического состояния персонала особо важных зон. Шифр – «Пульс», инв. № ОТ 19, ФГУП «СНПО «Элерон», 2009. – 130 с.