

3(70)/2014

INFORMATSIONNO- UPRAVLIAIUSHCHIE SISTEMY (INFORMATION AND CONTROL SYSTEMS)

REFEREED EDITION

Founder

«Information and Control Systems», Ltd.

Editor-in-Chief

M. Sergeev

Dr. Sc. Tech., Professor, St.-Petersburg, Russia

Deputy Editor-in-Chief

E. Krouk

Dr. Sc. Tech., Professor, St.-Petersburg, Russia

Executive secretary

O. Muravtsova

Editorial Council

L. Chubraeva

RAS Corr. Member, Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

L. Fortuna

PhD, Professor, Catania, Italy

A. Fradkov

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

V. Kozlov

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

C. Christodoulou

PhD, Professor, Albuquerque, New Mexico, USA

B. Meyer

PhD, Professor, Zurich, Switzerland

A. Ovodenko

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

Y. Podoplyokin

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

Yu. Shokin

RAS Academician, Dr. Sc. Phys.-Math., Novosibirsk, Russia

V. Simakov

Dr. Sc. Tech., Professor, Moscow, Russia

V. Vasilev

RAS Corr. Member, Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

R. Yusupov

RAS Corr. Member, Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

Editorial Board

V. Anisimov

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

B. Bezruchko

Dr. Sc. Phys.-Math., Saratov, Russia

N. Blaunstein

Dr. Sc. Phys.-Math., Professor, Beer-Sheva, Israel

A. Dudin

Dr. Sc. Tech., Professor, Minsk, Belarus

V. Khimenko

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

G. Maltsev

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

V. Melekhin

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

A. Shalyto

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

A. Shepeta

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

A. Smirnov

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

Z. Yuldashev

Dr. Sc. Tech., Professor, St. Petersburg, Russia

A. Zeifman

Dr. Sc. Phys.-Math., Vologda, Russia

Editor: A. Larionova**Proofreader:** T. Zvertanovskaia**Design:** A. Koleshko, M. Chernenko**Layout and composition:** N. Karavaeva**Contact information**

The Editorial and Publishing Center, SUAI

67, B. Morskaia, 190000, St. Petersburg, Russia

Website: <http://i-us.ru/en>, E-mail: ius.spb@gmail.com

Tel.: +7 - 812 494 70 02

The Journal was registered in the Ministry of Press, Broadcasting and Mass Media of the Russian Federation. Registration Certificate JD № 77-12412 from April, 19, 2002. Re-registration in the Federal Service for Supervision in the Sphere of Telecom, Information Technologies and Mass Communications (ROSKOMNADZOR) due to change of the founder: «Information and Control Systems», Ltd., JD № FS77-49181 from March, 30, 2012.

The journal is distributed by subscription. Subscription can be made in the Editorial and publishing center, SUAI as well as in any post office based on «Rospechat» catalogue: № 48060 — annual subscript, № 15385 — semiannual subscript.

© Corporate authors, 2014

INFORMATION AND CONTROL SYSTEMS**Viktorov D. S., Chislov S. G.** Method of Correction of the Non-Linear Distortions Entered by an Analog Key in Probing Signals 2**Turubanov M. A., Shishlakov V. F., Shyshlakov A. V.** Impulse Control System for Combined Solar and Wind Installation with Superconductor Equipment 8**Zakharova O. L., Kirsanova J. A., Kniga E. V., Zharinov I. O.** Algorithms and Software of Testing Onboard Digital Computer Systems Integrated Modular Avionics 19**SYSTEM AND PROCESS MODELING****Kuchmin A. Yu.** Modeling of Equivalent Stiffness of Adaptive Platforms with the Parallel Structure Executive Mechanism 30**HARDWARE AND SOFTWARE RESOURCES****Balonin N. A., Marley V. E., Sergeev M. B.** New Opportunities of the Mathematical Network for Collaborative Research and Modeling in the Internet 40**Marakhovsky V. B.** CMOS Implementation of the Trainee's Threshold Logical Element. Part I. Design and Training Diagram 47**Kolchin I. V., Filippov S. N.** The Architecture of Bare-Metal Real-Time Microhypervisor and Automated Measurement of Time Response 57**Shoshmina I. V.** A Methodology of Eliciting Context Requirements to Program Logic Control Systems 68**INFORMATION SECURITY****Bezzateev S. V., Voloshina N. V., Sankin P. S.** Safety Analysis Methodology of Complex Systems Taking Into Account the Threats to Information Security 78**Boyko A. A., Djakova A. V.** Method of Developing Test Remote Information-Technical Impacts on Spatially Distributed Systems of Information-Technical Tools 84**INFORMATION CODING AND TRANSMISSION****Cheprukov Yu. V., Socolov M. A.** Correlation Characteristics and Application of Some Binary Codes 93**Alekseev M. O.** On the Detection of Algebraic Manipulations by Means of Multiplication Operation 103**INFORMATION AND MEASURING SYSTEMS****Allakhverdiyeva N. R.** Development of a Method for Improving the Accuracy of the Measuring Channel 109**INFORMATION INSTRUMENTATION AND EDUCATION****D'yachuk P. P., Loginov D. A., Karabalykov S. A.** Synergetic Approach to Management of Educational Activity in Verbal Problem Environments 118**CONTROL IN MEDICAL AND BIOLOGICAL SYSTEMS****Tichonov E. P.** Adaptive Filtering Algorithms Electrocardiogram High Time Resolution Part I. Background Information and Analysis Approach to Solving the Problem 125**CHRONICLES AND INFORMATION****IV International Forum «TELECOM NETWORKS 2.0. Sharing, Engineering, Outsourcing, Development & Metering» 132****INFORMATION ABOUT THE AUTHORS**

134

Submitted for publication 07.04.14. Passed for printing 17.06.14. Format 60×841/8. Offset paper. Phototype SchoolBookC. Offset printing.

Layout original is made at the Editorial and Publishing Center, SUAI.
67, B. Morskaia, 190000, St. Petersburg, Russia
Printed from slides at the Editorial and Publishing Center, SUAI.
67, B. Morskaia, 190000, St. Petersburg, Russia

Учредитель
ООО «Информационно-управляющие системы»

Главный редактор
М. Б. Сергеев,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

Зам. главного редактора
Е. А. Крук,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

Ответственный секретарь
О. В. Муравцова

Редакционный совет:

Председатель А. А. Оводенко,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
В. Н. Васильев,
чл.-корр. РАН, д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
В. Н. Козлов,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

К. Кристоделу,
д-р. наук, проф., Альбукерке, Нью-Мексико, США
Б. Мейер,
д-р наук, проф., Цюрих, Швейцария

Ю. Ф. Подоплекин,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
В. В. Симаков,
д-р техн. наук, проф., Москва, РФ

Л. Фортуна,
д-р наук, проф., Катания, Италия
А. Л. Фрадков,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

Л. И. Чубраева,
чл.-корр. РАН, д-р техн. наук, С.-Петербург, РФ
Ю. И. Шокин,
акад. РАН, д-р физ.-мат. наук, проф., Новосибирск, РФ
Р. М. Юсупов,
чл.-корр. РАН, д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

Редакционная коллегия:

В. Г. Анисимов,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
Б. П. Безручко,
д-р физ.-мат. наук, проф., Саратов, РФ
Н. Блаунштейн,
д-р физ.-мат. наук, проф., Беэр-Шева, Израиль

А. Н. Дудин,
д-р физ.-мат. наук, проф., Минск, Беларусь
А. И. Зейфман,
д-р физ.-мат. наук, проф., Вологда, РФ

Г. Н. Мальцев,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
В. Ф. Мелехин,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

А. В. Смирнов,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
В. И. Хименко,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

А. А. Шалыто,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ
А. П. Шепета,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

З. М. Юлдашев,
д-р техн. наук, проф., С.-Петербург, РФ

Редактор: А. Г. Ларионова
Корректор: Т. В. Звертановская

Дизайн: А. Н. Колешко, М. Л. Черненко
Компьютерная верстка: Н. Н. Караваева

Адрес редакции: 190000, Санкт-Петербург,
Б. Морская ул., д. 67, ГУАП, РИЦ
Тел.: (812) 494-70-02, e-mail: ius.spb@gmail.com, сайт: http://i-us.ru

Журнал зарегистрирован в Министерстве РФ по делам печати, телерадиовещания и средств массовых коммуникаций. Свидетельство о регистрации ПИ № 77-12412 от 19 апреля 2002 г. Перерегистрирован в Роскомнадзоре. Свидетельство о регистрации ПИ № ФС77-49181 от 30 марта 2012 г.

Журнал входит в «Перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертации на соискание ученой степени доктора и кандидата наук».

Журнал распространяется по подписке. Подписку можно оформить через редакцию, а также в любом отделении связи по каталогу «Роспечать»: № 48060 — годовой индекс, № 15385 — полугодовой индекс.

© Коллектив авторов, 2014

ОБРАБОТКА ИНФОРМАЦИИ И УПРАВЛЕНИЕ

Викторов Д. С., Числов С. Г. Метод коррекции нелинейных искажений, вносимых аналоговым ключом в зондирующие сигналы 2

ИНФОРМАЦИОННО-УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ

Турубанов М. А., Шишлаков В. Ф., Шишлаков А. В. Импульсная система управления комбинированной солнечно- и ветроэнергетической установкой со сверхпроводниковым оборудованием 8

Захарова О. Л., Кирсанова Ю. А., Книга Е. В., Жаринов И. О. Алгоритмы и программные средства тестирования бортовых цифровых вычислительных систем интегрированной модульной авионики 19

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМ И ПРОЦЕССОВ

Кучмин А. Ю. Моделирование эквивалентной жесткости адаптивных платформ с исполнительными механизмами параллельной структуры 30

ПРОГРАММНЫЕ И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА

Балонин Н. А., Марлей В. Е., Сергеев М. Б. Новые возможности математической сети для коллективных исследований и моделирования в Интернете 40

Мараховский В. Б. КМОП-реализация обучаемого порогового логического элемента. Часть 1: Проектирование и схема обучения **Колчин И. В., Филиппов С. Н.** Архитектура автономного микрогипервизора реального времени и автоматизированное измерение его временных характеристик 47

Шошмина И. В. Методика составления контекстных требований к программным системам логического управления 57

68

ЗАЩИТА ИНФОРМАЦИИ

Беззатеев С. В., Волошина Н. В., Санкин П. С. Методика расчета надежности сложных систем, учитывающая угрозы информационной безопасности 78

Бойко А. А., Дьякова А. В. Способ разработки тестовых удаленных информационно-технических воздействий на пространственно распределенные системы информационно-технических средств 84

КОДИРОВАНИЕ И ПЕРЕДАЧА ИНФОРМАЦИИ

Чепруков Ю. В., Соколов М. А. Корреляционные характеристики и применение некоторых бинарных R3-кодов 93

Алексеев М. О. Об обнаружении алгебраических манипуляций с помощью операции умножения 103

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ

Аллахвердиева Н. Р. Разработка метода повышения точности измерительного канала 109

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И ОБРАЗОВАНИЕ

Дьячук П. П., Логинов Д. А., Карабалыков С. А. Синергетический подход к управлению учебной деятельностью в вербальных проблемных средах 118

УПРАВЛЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ И БИОЛОГИИ

Тихонов Э. П. Адаптивные алгоритмы фильтрации и фрагментации электрокардиограмм высокого временного разрешения. Часть 1: Исходные сведения и анализ подхода к решению проблемы 125

ХРОНИКА И ИНФОРМАЦИЯ

IV Международный Форум «TELECOM NETWORKS 2.0. Sharing, Engineering, Outsourcing, Development & Metering» 132

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

134

Сдано в набор 07.04.14. Подписано в печать 17.06.14. Формат 60×84/8. Бумага офсетная. Гарнитура SchoolBookC. Печать офсетная. Усл. печ. л. 16,0. Уч.-изд. л. 20,1. Тираж 1000 экз. Заказ 258.

Оригинал-макет изготовлен в редакционно-издательском центре ГУАП. 190000, Санкт-Петербург, Б. Морская ул., 67.

Отпечатано с готовых диапозитивов в редакционно-издательском центре ГУАП. 190000, Санкт-Петербург, Б. Морская ул., 67.

УДК 615.47:612.12-07

АДАПТИВНЫЕ АЛГОРИТМЫ ФИЛЬТРАЦИИ И ФРАГМЕНТАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ ВЫСОКОГО ВРЕМЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Часть 1: Исходные сведения и анализ подхода к решению проблемы

Э. П. Тихонов, доктор техн. наук, профессор
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», Санкт-Петербург, РФ

Цель: анализ и разработка подхода к решению проблемы адаптивной фильтрации ЭКГ, совмещенной с обнаружением и измерением параметров и характеристик фрагментов ЭКГ, ориентированных на повышение уровня и качества диагностики. **Результаты:** на основе анализа проблемы адаптивной фильтрации, использующей фрагментарную структуру ЭКГ, разработан подход и предложен метод синтеза адаптивных алгоритмов измерения ЭКГ, ориентированных на реализацию в современных аналого-цифровых микропроцессорных структурах. В основу метода положен принцип синтеза линейных композиционных операторов с управляемыми параметрами в зависимости от динамики фрагментов ЭКГ. Благодаря этому с учетом высокого временного разрешения при аналого-цифровом преобразовании в условиях воздействия помех обеспечивается измерение ЭКГ с контролируемой погрешностью. Действительно, характеристики помехи не зависят ни от измеряемого цикла, ни от фрагмента ЭКГ, а степень искажения ЭКГ из-за воздействия помех изменяется дифференцированно, в зависимости от вида фрагмента ЭКГ. Повышение качества фильтрации и тем самым цифрового измерения ЭКГ можно достичь за счет изменения параметров композиционного оператора фильтрации в соответствии с адаптивным алгоритмом в реальном масштабе времени, приспособив оператор фильтрации к текущему фрагменту ЭКГ. Поэтому предложен синтез такого оператора, параметры которого можно было бы перестраивать в зависимости от текущего фрагмента ЭКГ. **Практическая значимость:** применение предложенного метода и алгоритма фрагментарной фильтрации и измерения ЭКГ с высоким временным разрешением в современных аналого-цифровых микропроцессорных электрокардиографах позволит повысить достоверность измерения ЭКГ и тем самым улучшить качество решения проблемы автоматизации диагностики по электрофизиологическим показателям.

Ключевые слова — электрокардиограмма, адаптация, фильтрация, алгоритмы, композиционные операторы, фрагменты электрокардиограммы, признаки фрагментов.

Введение

Наличие высокопроизводительных микроконтроллеров в сочетании с постоянно развивающейся теорией нелинейных систем [1, 2] создает техническую и теоретическую базу для разработки средств функциональной диагностики с широкими функциональными возможностями. В частности, при разработке электрокардиографов ориентируются не только на измерение электрокардиограммы (ЭКГ) в условиях помех, но и на поиск алгоритмов, способствующих автоматизации диагностики для сокращения объема рутинной работы врача-кардиолога. Широко известны адаптивные методы и способы измерения ЭКГ в условиях воздействия помех [3]. Данные методы разработаны непосредственно для подавления сетевой помехи при измерении ЭКГ и не связаны с фрагментацией ЭКГ и решением задачи автоматизации диагностики. Представляют интерес методы и алгоритмы адаптивного измерения для решения комплексной задачи, в которой были бы связаны адаптивные алгоритмы цифровой фильтрации ЭКГ с обнаружением и измерением параметров и характеристик фрагментов ЭКГ для повышения достоверности диагностики. Как показано в статье, разработка подобных методов и алгоритмов

возможна на базе ранее предложенного и практически апробированного вероятностного метода адаптивной дискретизации [4, 5]. Варианты реализации этого метода могут осуществляться как посредством аналоговых схмотехнических решений, так и в цифровых аппаратно-программных приборах и системах. В последнем случае реализация вероятностного метода адаптивной дискретизации обеспечивается применением специальных итерационных алгоритмов при исходной частоте временной дискретизации ЭКГ, значительно превышающей принятую частоту дискретизации в соответствии с известной теоремой отсчетов [4, 5]. Основным положительным эффектом применения итерационных алгоритмов вследствие их дискретной природы является возможность полного перехода к цифровым методам фильтрации при существенном снижении требований к аналого-аппаратным способам борьбы с помехами. Необходимо отметить, что использование аналоговых методов фильтрации в аппаратуре приводит к искажениям исходного электрокардиосигнала и к схмотехнической избыточности при их реализации, в то время как постоянно возрастающая производительность микроконтроллеров при улучшении метрологических характеристик аналого-цифровых преобразователей (АЦП)

расширяет возможности программно-цифровой реализации цифровых алгоритмов обработки информации, к которым относятся и адаптивные алгоритмы измерения, фильтрации и диагностики. В настоящее время методы и алгоритмы борьбы с помехами разработаны без учета фрагментированной структуры ЭКГ [3] или путем дополнительной обработки в интерактивном режиме [6], поэтому наряду с решением поставленной задачи, например фильтрации ЭКГ от помех, они искажают частотный спектр полезного сигнала. Главным назначением предлагаемых в статье адаптивных метода и алгоритмов является измерение ЭКГ в условиях воздействия помех с контролируемой погрешностью. Вместе с тем рассматриваемый адаптивный метод обеспечивает возможность получения необходимой для диагностики информации о динамических свойствах ЭКГ и ее фрагментах.

Постановка задачи синтеза операторов

В основу предлагаемого метода синтеза операторов, ориентированных на реализацию в современных аналого-цифровых микропроцессорных структурах адаптивных алгоритмов фильтрации ЭКГ при воздействии помех, совмещенных с обнаружением и измерением параметров и характеристик фрагментов ЭКГ, положена следующая исходная модель, описывающая ЭКГ с учетом ее аналого-цифрового преобразования с предварительной временной дискретизации на выходе АЦП с фиксированным или постоянным временным интервалом (шагом временной дискретизации) τ :

$$y(n\tau) = x(n\tau) + g(n\tau) + \xi(n\tau), \quad n = 0, 1, 2, \dots, \quad (1)$$

где $y(n\tau)$ — результат цифрового измерения на выходе АЦП, представленного в виде дискретных значений исходного сигнала ЭКГ $y(t)$ с помехами; $x(n\tau)$ — дискретные значения реальной или искомого ЭКГ $x(t)$; $g(n\tau)$ — сетевая помеха; $\xi(n\tau)$ — широкополосный шум или помеха общего вида; τ — интервал дискретизации исходного или входного сигнала $y(t)$, который выбирается с учетом высокого временного разрешения при временной дискретизации ЭКГ (частота дискретизации превышает частоту дискретизации по Котельникову в 8–10 раз).

Искомая ЭКГ $x(t)$ формируется в результате электрической активности сердца. При измерении ЭКГ возможен также и специфический вид помех, возникающих, например, из-за низкочастотного мышечного тремора с частотой в пределах 10–30 Гц.

Первостепенной задачей при измерении ЭКГ является получение искомого сигнала ЭКГ $x(n\tau)$ с минимальной или заданной погрешностью в условиях воздействия помех. Адекватность математической модели (1) реальному сигналу соответствует поставленной задаче фильтрации ЭКГ от помех. Недостатком известных способов фильтрации яв-

ляется то, что принятый алгоритм фильтрации, который в общем случае представим в виде оператора H , воздействует на весь сигнал $y(n\tau)$ и в одинаковой степени преобразует все его составляющие. Поэтому в результате применения оператора H получаем

$$\eta(n\tau) = H\{y(n\tau)\} \neq x(n\tau).$$

Поиск оператора фильтрации, при котором достигался бы эффект минимального искажения сигнала $x(n\tau)$ при максимальном подавлении суммарной помехи, затруднен из-за противоречивости сформулированного требования и особенностей искомого сигнала $x(t)$. В связи с этим стремятся синтезировать такой оператор H , для которого выполняется для всех $n\tau$ при $n = 1, 2, \dots$ условие

$$L = \inf_H K\{x(n\tau), \eta(n\tau)\}, \quad (2)$$

где $K\{\dots\}$ — критерий, характеризующий меру отклонения $x(n\tau)$ от $\eta(n\tau)$.

Синтез оператора H , удовлетворяющего критерию (2), при котором осуществляется поиск нижней границы отклонения $x(n\tau)$ от $\eta(n\tau)$ в смысле критерия $K\{\dots\}$, является достаточно сложной задачей. Ее решению посвящено большое число работ (см., например, [3] и приведенную в ней библиографию). Если подходить к решению поставленной задачи с точки зрения измерения $x(n\tau)$, то условие (2) может быть представлено, например, в виде

$$P\{K\{x(n\tau), \eta(n\tau)\} \leq \delta_0\} = \beta, \quad (3)$$

где $P\{K\{x(n\tau), \eta(n\tau)\} \leq \delta_0\}$ — вероятность того, что отклонение сигналов $x(n\tau)$ и $\eta(n\tau)$ в соответствии с критерием (функцией меры) $K\{x(n\tau), \eta(n\tau)\}$ не превысит априорно заданную величину δ_0 .

Обычно оценка погрешности осуществляется в виде систематической и случайной составляющих, характеристики которых оцениваются на основе оператора определения математического ожидания от $K\{x(n\tau), \eta(n\tau)\}$. Средний квадрат объединяет обе составляющие погрешности. Требование (3) к измерению ЭКГ оказывается достаточно жестким, так как полная информация о виде сигнала $x(n\tau)$ отсутствует. Поэтому реально получают только зарегистрированную оценку ЭКГ. Основной задачей статьи является поиск и исследование на базе критерия (3) с учетом современных информационных технологий методов и алгоритмов измерения и структуризации ЭКГ в условиях воздействия помех, доступных для реализации на основе последних достижений в области цифровой микроэлектроники.

Метод синтеза композиционных операторов с управляемыми параметрами

В соответствии с поставленной задачей, включая структуризацию ЭКГ, целесообразно из всевозможных операторов в качестве H выбирать

класс операторов, обладающих свойством линейности, т. е.

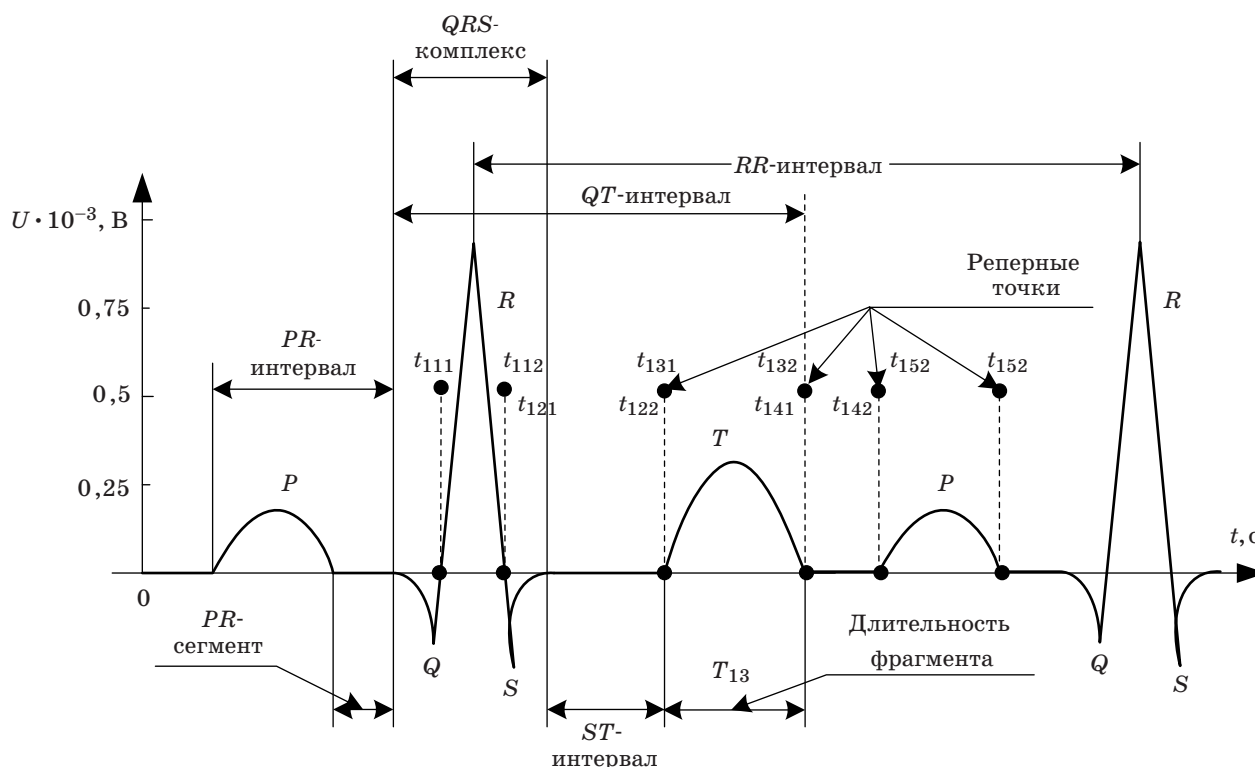
$$\eta(n\tau) = H\{x(n\tau)\} + H\{g(n\tau)\} + H\{\xi(n\tau)\}. \quad (4)$$

Равенство (4) позволяет видоизменить (2) и приблизиться к условию (3) за счет выполнения следующих требований:

$$\eta(n\tau) = \begin{cases} H\{x(n\tau)\} = \hat{x}(n\tau), \\ \text{причем } \rho[\hat{x}(n\tau) - x(n\tau)] \leq \varepsilon_0 & \text{для } x(n\tau); \\ \Theta\{H\{g(n\tau)\}\} = \min & \text{для } g(n\tau); \\ \Theta\{H\{\xi(n\tau)\}\} = \min & \text{для } \xi(n\tau), n = 1, 2, 3, \dots \end{cases} \quad (5)$$

где $\rho[\dots]$ — функция меры, характеризующая отклонение результата измерения ЭКГ $\hat{x}(n\tau)$ от его действительного значения $x(n\tau)$; ε_0 — заданная или допустимая величина отклонения ЭКГ от результата ее измерения в соответствии с установленной функцией меры; $\Theta\{\dots\}$ — некоторый априори задаваемый критерий, в смысле которого осуществляется поиск минимума при воздействии оператором H на соответствующую составляющую сигнала $\eta(n\tau)$.

Рассматривать оценку $\hat{x}(n\tau)$ как результат измерения можно лишь в том случае, когда величина ε_0 не превышает допустимую для измерений величину. Известно, что сигнал ЭКГ описывают в виде зубцов и интервалов, т. е. по существу проводят структуризацию ЭКГ для решения задачи диагностики (рисунок). Например, ЭКГ разделяют на циклы, соответствующие RR -интервалам (RR — это интервал времени между двумя соседними R -зубцами, установленный в определенном смысле). В пределах каждого цикла или RR -интервала ЭКГ разбивается на фрагменты (зубцы P, Q, R, S, T), которые выделяются по установленным признакам. Обычно ЭКГ разбивается на фрагменты в пределах интервала RR в соответствии с установленными параметрами и характеристиками, которые являются отличительными признаками для выделенного фрагмента [7]. В дальнейшем, в целях унификации, введем последовательность обозначений фрагментов в порядке их следования в виде $\{\Phi_i\}$, $i = 1, 2, 3, \dots, N$ или, что идентично, $\Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_N$. Помимо признаков для выделения фрагментов ЭКГ каждому фрагменту свойственен перечень признаков, по которым осуществляется постановка диагноза в случае отклонения параметров и характеристик этих признаков от некоторых номинальных значений. Поскольку ЭКГ относится к электрофизиологическому показателю, представленному для анализа



■ Идеализированное представление ЭКГ с указанием ее основных фрагментов и некоторых признаков: P, Q, R, S, T, T_{13} и т. д.

изменяющимся во времени электрическим сигналом, то этот сигнал можно разбить в соответствии с перечнем фрагментов и порядком их следования на временные интервалы, к каждому из которых относится надлежащий фрагмент. Границы интервалов для каждого фрагмента целесообразно определить по его так называемым реперным или характерным временным точкам.

Очевидно, что любой фрагмент имеет две реперные временные точки, одна из которых соответствует началу фрагмента, а вторая — его окончанию (см. рисунок). В пределах j -го цикла фрагментарное представление ЭКГ математически целесообразно описать в виде

$$x_j(t) = \begin{cases} x_{j1}(t) & \text{для } t_{j11} \leq t \leq t_{j12}; \\ x_{j2}(t) & \text{для } t_{j21} \leq t \leq t_{j22}; \\ \vdots & \\ x_{jN}(t) & \text{для } t_{jN1} \leq t \leq t_{jN2}, \end{cases} \quad (6)$$

где $x_j(t)$ — предполагаемая (истинная) ЭКГ без помех в пределах j -го цикла, причем $x_{ji}(t)$ идентифицируется с Φ_i независимо от цикла; t_{ji1} и t_{ji2} — так называемые начальные и конечные реперные точки Φ_i -го фрагмента в j -м цикле ЭКГ.

Длительность цикла T_j ЭКГ обычно находится по первому или главному фрагменту ЭКГ, соответствующему R -зубцу. Поэтому длительность цикла T_j или j -й RR -интервал ЭКГ определяется разностью

$$T_{j1} = t_{j12} - t_{j11}, \quad (7)$$

где t_{j12} и t_{j11} — временные отсчеты с момента начала измерения ЭКГ одноименных реперных точек R_j -го и R_{j+1} -го зубцов, которые соответствуют в (6) фрагментам $x_{j1}(t)$ и $x_{j+1,1}(t)$.

В общем случае для ЭКГ временные длительности T_{ji} i -го фрагмента в каждом цикле ЭКГ не совпадают, и их числовые значения в $j + 1$ -м цикле по результату измерения в предыдущем j -м цикле можно предсказать только с некоторой вероятностью, поэтому длительности T_{ji} i -го фрагмента описываются случайными числами. Причем каждое из значений T_{ji} или их совокупность содержит определенный диагностический смысл. Поэтому важно измерять реперные точки с требуемой для достоверной диагностики точностью. Из равенства (7) следует, что первая реперная точка последующего и вторая реперная точка предыдущего фрагмента совпадают.

В соответствии с (6) длительность цикла T_j ЭКГ можно найти в результате суммирования временных длительностей T_{ji} фрагментов из равенства

$$T_j = \sum_{i=1}^N T_{ji}. \quad (8)$$

Длительность $T_{ЭКГ}$ наблюдаемой ЭКГ, как это следует из (8), в пределах L циклов находится с точностью до цикла или фрагмента из равенств

$$T_{ЭКГ} = \sum_{j=1}^K T_j = \sum_{j=1}^K \sum_{i=1}^N T_{ji}. \quad (9)$$

С учетом помех в пределах j -го цикла система (6) преобразуется к виду

$$y_j(t) = \begin{cases} x_{j1}(t) + g(t) + \xi(t) & \text{для } t_{j11} \leq t \leq t_{j12}; \\ x_{j2}(t) + g(t) + \xi(t) & \text{для } t_{j21} \leq t \leq t_{j22}; \\ \vdots & \\ x_{jN}(t) + g(t) + \xi(t) & \text{для } t_{jN1} \leq t \leq t_{jN2}. \end{cases} \quad (10)$$

Для диагностики применяются признаки как отдельных фрагментов, так и их совокупности с учетом различных способов их объединения во множество подмножеств отдельных признаков. Например, широко используется только основной фрагмент Φ_1 , идентичный RR -интервалу, выделение которого осуществляется по признакам, соответствующим реперным точкам, или длительности интервала T_{j1} . В результате воздействия оператора H на ЭКГ при ее временной дискретизации выражение (10) уточняется в виде

$$\eta_j(t) = \begin{cases} H\{x_{j1}(t)\} + H\{g(t)\} + H\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{j11} \leq t \leq \tau n_{j12}; \\ H\{x_{j2}(t)\} + H\{g(t)\} + H\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{j21} \leq t \leq \tau n_{j22}; \\ \vdots & \\ H\{x_{jN}(t)\} + H\{g(t)\} + H\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{jN1} \leq t \leq \tau n_{jN2}, \end{cases} \quad (11)$$

где n_{ji1} и n_{ji2} — числа, кратные интервалу τ , определяющие реперные точки i -го фрагмента в j -м цикле ЭКГ.

Из (10) и (11) следует, что помеха не зависит ни от измеряемого цикла ЭКГ, ни от его фрагмента. Поэтому для повышения качества воздействия оператора H на ЭКГ необходимо его видоизменить, приспособив его к текущему фрагменту, т. е. изменяя его в зависимости от вида Φ_i -го фрагмента. В этом случае преобразование (11) в пределах каждого цикла ($j = 1, 2, \dots, N$) принимает следующий вид:

$$\eta_j(t) = \begin{cases} H_1\{x_{j1}(t)\} + H_1\{g(t)\} + H_1\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{j11} \leq t \leq \tau n_{j12}; \\ H_2\{x_{j2}(t)\} + H_2\{g(t)\} + H_2\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{j21} \leq t \leq \tau n_{j22}; \\ \vdots & \\ H_N\{x_{jN}(t)\} + H_N\{g(t)\} + H_N\{\xi(t)\} & \text{для } \tau n_{jN1} \leq t \leq \tau n_{jN2}, \end{cases} \quad (12)$$

где $H_i \{ \dots \}$ — оператор, воздействующий на i -й фрагмент так, чтобы для него выполнялся критерий (5).

Очевидно, что решение задачи с учетом (12) возможно лишь при условии, если оператор воздействия H будет обладать адаптивными свойствами, т. е. если оператор H в этом случае изменяется в реальном масштабе времени в зависимости от текущего фрагмента для выполнения условий критерия (5). Для выполнения этих условий необходимо:

— синтезировать такой оператор, который можно было бы перестраивать в зависимости от текущего фрагмента;

— определить вид и момент возникновения соответствующего фрагмента ЭКГ в целях инициализации перестройки оператора H ;

— найти способ воздействия на оператор H таким образом, чтобы его перестроить в зависимости от текущего фрагмента;

— найти вид воздействия на оператор H для достижения минимизации помехи по критерию (5) при всех вариантах перестройки оператора H в реальном масштабе времени в зависимости от вида текущего фрагмента;

— установить априорно интервал дискретизации τ сигнала $y(t)$ с учетом требуемой погрешности определения реперных точек фрагментов ЭКГ, что и обуславливает исходное измерение или аналого-цифровое преобразование ЭКГ с высоким временным разрешением.

Синтезировать оператор H по измеренной ЭКГ $\eta(n\tau)$, который удовлетворял бы перечисленным требованиям при отсутствии достаточной для этого априорной информации о сигнале $x(n\tau)$, затруднительно для каждого фрагмента, тем более с учетом требований, сформулированных в (5). Истинное значение сигнала $x(n\tau)$ неизвестно и к тому же вариативно от цикла к циклу, а проверка первого условия в (5) эмпирически невозможна. В этом случае представляет интерес, как теоретически, так и практически, метод решения данной задачи на основе композиционного оператора $H\{y(n\tau)\}$, представленного в виде

$$\eta(n\tau) = H_1\{H_2\{x(n\tau)\}\} + H_1\{H_2\{g(n\tau)\}\} + H_1\{H_2\{\xi(n\tau)\}\}, \quad (13)$$

где $H\{y(n\tau)\} = H_1\{H_2\{y(n\tau)\}\}$.

Выполнение требований (5) для каждого фрагмента ЭКГ можно осуществить на основе использования свойства линейности композиционного оператора (13). Подходящими операторами для реализации этого свойства являются, например, операторы интегрирования H_1 и дифференцирования H_2 или операторы, в силу дискретного представления ЭКГ, близкие к ним. Тем не менее остается вопрос о возможности выполнения на основе операторов H_1 и H_2 требований в виде (2) и (5). Поиск положительного ответа на этот вопрос должен учитывать дискретность представления ЭКГ

после ее аналого-цифрового преобразования, поэтому необходимо перейти к синтезу дискретных операторов, аппроксимирующих непрерывные операторы H_1 и H_2 в виде суммы и конечных разностей. В соответствии с работой [8] обоснованный переход к дискретному варианту синтеза искомого операторов возможен на основе дифференциального уравнения первого порядка следующего вида:

$$\frac{dn(t)}{dt} = \alpha S^* [y(t)], \quad (14)$$

где α — коэффициент пропорциональности; $S^* [y(t)]$ — некоторое подлежащее определению или синтезу преобразование результата цифрового измерения ЭКГ, включая помехи.

Дифференциальное уравнение (14) отвечает балансу в текущий момент времени t между скоростью изменения результата измерения ЭКГ электрокардиографом и видом реализуемого в электрокардиографе преобразования $S^* [y(t)]$. Коэффициент пропорциональности α может зависеть от времени t , а его вид, значение и размерность либо задаются априорно, либо подстраиваются на основе дополнительных алгоритмов, т. е. адаптивно. Искомый результат преобразования сигнала $y(t)$ в момент времени $(n+1)\tau$ следует из непрерывного аналога (14) в следующем виде:

$$\eta[(n+1)\tau] = \alpha\tau \sum_{k=0}^n S^* [y(k\tau)], \quad (15)$$

где $y(k\tau)$ определяется в соответствии с (1).

Сравнивая (15) с (13), нетрудно убедиться в том, что правая часть (15) удовлетворяет свойствам композиционного оператора H , если преобразование $S^* [\dots]$ обладает линейностью и соответствует оператору H_2 , так как сумма в (15) аппроксимирует интегральный оператор H_1 . Таким образом, синтез оператора H_2 сводится к установлению конкретного вида преобразования $S^* [\dots]$. При этом свойство линейности выполняется, если преобразование $S^* [\dots]$ аппроксимирует оператор дифференцирования через конечные разности. С учетом линейности композиционного оператора каждый фрагмент ЭКГ в соответствии с (12) можно рассматривать в отдельности на предмет выполнения для него критерия (5). Аппроксимация оператора дифференцирования через конечные разности в условиях воздействия помех [9] оптимизируется по критерию минимума среднего квадрата для ЭКГ, заданной в дискретных отсчетах. Рассмотрим следующую модификацию аппроксимации оператора дифференцирования по конечным разностям в виде преобразования

$$S^* [y(k\tau)] = \frac{\sum_{i=-m}^m i [x(k\tau + iT) + g(k\tau + iT) + \xi(k\tau + iT)]}{2 \sum_{i=0}^m i^2 T}, \quad (16)$$

где T — временной параметр, характеризующий величину временного отклонения в операторе $S[\dots]$ отсчетов сигнала $y(n\tau)$ при $i = 1, 2, \dots, m$ от точки дифференцирования kt ; m — число соседних точек (отсчетов сигнала) с обеих сторон относительно точки дифференцирования kt .

Представленное в (16) преобразование $S[\dots]$ зависит от трех параметров τ , m и T , целенаправленным изменением которых можно управлять его свойствами. В общем случае параметр $T = p\tau$, так как он устанавливается кратно исходному интервалу дискретизации τ . При $m = 1, 2, 3, \dots$ и $T = \tau$, т. е. для $p = 1$, преобразование $S[\dots]$ совпадает с аппроксимацией оператора дифференцирования, предложенного в работе [9]. Для дальнейшего решения задачи необходимо для всех трех составляющих сигнала $y(n\tau)$ найти адекватные математические модели. Искомый сигнал ЭКГ $x(n\tau)$ целесообразно представить моделью квазидетерминированного сигнала, так как наряду с априорно непредсказуемыми вариациями в достаточно широких пределах его параметров и характеристик он состоит из набора (множества) фрагментов (6) и (10), повторяющихся с определенной периодичностью. Факт наличия этих фрагментов носит детерминированный характер. Заметим, что для ЭКГ уже определен перечень фрагментов [3]. Однако задача нахождения реперных точек фрагментов ЭКГ в условиях воздействия помех остается актуальной. У остальных двух составляющих сигнала $y(n\tau)$ динамические свойства изменяются случайно, но эти изменения имеют стационарный характер, включая и детерминированность частоты следования сетевой помехи $g(n\tau)$. В принципе, на отличии характеристик и параметров составляющих сигнала $y(n\tau)$ построены все известные методы выделения или фильтрации ЭКГ $x(n\tau)$ из помех. При этом в известных методах априорно выбираются такие параметры фильтрующих операторов, которые обеспечивали бы необходимый компромисс между уровнем подавления помех и искажением полезного сигнала $x(n\tau)$ на интегральном уровне без учета наличия у него локальных и постоянно изменяющихся свои параметры фрагментов. Иначе говоря, при фильтрации в известных методах не учитывается локальная динамика сигнала $x(n\tau)$, обусловленная наличием у него различных по форме фрагментов, в то время как для различных фрагментов

ЭКГ условия подавления помех существенно меняются. Например, в области изменения R -зубца мощность ЭКГ значительно превышает мощность суммарной помехи. В связи с этим становится очевидной возможность повышения эффективности фильтрации ЭКГ от помех при сохранении формы его фрагментов по критерию (5) за счет адаптации указанного выше параметра преобразования $S[\dots]$ к фрагментам ЭКГ. Прежде чем рассмотреть подробно возможность синтеза адаптивного алгоритма, проанализируем предварительно общие вопросы, связанные с фрагментацией ЭКГ. Сам факт фрагментации ЭКГ возник, во-первых, для установления связи между фазами сокращения сердца и, во-вторых, из-за необходимости диагностики нарушения самого процесса сердечной деятельности. При этом, учитывая требование диагностики, важной ее составляющей стал поиск и формирование для каждого фрагмента таких признаков, по которым можно было бы ставить нужный диагноз по измеренной и отфильтрованной ЭКГ [3, 7, 10, 11].

Заключение

Таким образом, выделение фрагментов и измерение тех или иных его параметров и характеристик для формирования признаков, устанавливающих связь между динамикой или вариативностью форм фрагментов и патологическими изменениями сердечной деятельности, в основном осуществлялись только в интересах постановки диагноза. Соответствие той или иной группы признаков поставленному диагнозу устанавливалось преимущественно эмпирически с последующим поиском необходимого обоснования. Учет влияния искажения реальной ЭКГ на достоверность диагностики в результате ее измерения и фильтрации также выполнялся эмпирически без дополнительного анализа погрешностей измерения и фильтрации каждого фрагмента в результате установленных в электрокардиографе общих для измерения всей ЭКГ, т. е. не адаптивных, алгоритмов измерения и фильтрации. Поэтому необходимо перейти к решению задачи адаптивной фильтрации на основе выделения фрагментов ЭКГ по их признакам в целях повышения качества и достоверности диагностики по электрофизиологическим показателям. Метод решения данной задачи рассмотрен во второй части статьи.

Литература

1. Малинецкий Г. Г., Потапов А. Б., Подлазов А. В. Нелинейная динамика: Подходы, результаты, надежды. — М.: ДомКнига, 2006. — 280 с.
2. Гринченко В. Т., Мацьпура В. Т., Скарский А. А. Введение в нелинейную динамику: Хаос и фракталы. Изд. 2-е. — М.: Издательство ЛКИ. 2007. — 264 с.

3. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ пер. с англ. под ред. А. П. Немирко. — М.: Физматлит, 2007. — 440 с.
4. Тихонов Э. П. Вероятностные адаптивные алгоритмы дискретного представления аналоговых сигналов. Изд. 2-е. — М.: Издательство ЛКИ. 2007. — 264 с.

- лов. Часть. 1: Исследование свойств // Информационно-управляющие системы. 2011. № 2. С. 8–15.
5. Тихонов Э. П. Вероятностные адаптивные алгоритмы дискретного представления аналоговых сигналов. Часть. 2: Сравнительный анализ и численные данные // Информационно-управляющие системы. 2011. № 3. С. 9–14.
 6. Файнзильберг Л. С. Инструментальная система для экспериментальной оценки эффективности алгоритмов предварительной обработки сигналов сложной формы // Управляющие системы и машины (УСиМ). 2008. № 2. С. 3–13.
 7. Тихонов Э. П., Федотенкова М. Л. Адаптивные алгоритмы для измерения признаков биомедицинских показателей при автоматической медицинской диагностике по электрофизиологическим показателям // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 4. С. 4–12.
 8. Тихонов Э. П. Теоретические основы синтеза измерительных адаптивных алгоритмов // Вестник Северо-Западного отделения Метрологической академии. 2012. Вып. 27. С. 34–44.
 9. Ланцош К. Практические методы прикладного анализа: справочное руководство / пер. с англ. М. З. Кайнера под ред. А. М. Лопшица. — М.: Физматлит, 1961. — 524 с.
 10. Коробейников А. В. Разбиение сигнала электрокардиограммы на циклы // Математическое моделирование и интеллектуальные системы/ИжГТУ. Ижевск, 2003. № 1. С. 60–64.
 11. Куличев А. П. Полное собрание сочинений: в 3 т. Т. 2. Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике. Изд. 2-е, перераб. и доп./InCo НПО «Информатика и компьютеры». — М., 1999. — 327 с.

UDC 615.47:612.12-07

Adaptive Filtering Algorithms Electrocardiogram High Time Resolution Part I. Background Information and Analysis Approach to Solving the Problem

Tichonov E. P. a, Dr. Sc., Tech., Professor, edikleti@yandex.ru

^aSaint-Petersburg Electrotechnical University «LETI», 5, Professora Popova St., 197376, Saint-Petersburg, Russian Federation

Purpose: An analysis and development of approaches to the problem of ECG adaptive filtering combined with detection and measurement of parameters and characteristics of ECG fragments aimed at increasing a level and quality of diagnostics. **Results:** Based on the analysis of the problem of adaptive filtering using ECG fragmented structure there has been developed an approach and a method of synthesis of adaptive algorithms for ECG measurements designed for implementing in modern analogue-digital microprocessor structures. The method is based on the principle of synthesis of linear compositional operators with adjustable parameters depending on dynamics of ECG fragments. Due to this fact, given high temporal resolution of analog-digital conversion in interference conditions there has been provided ECG measurement with controlled accuracy. In fact, interference characteristics are independent of either a measuring cycle or a fragment of an ECG, and a degree of ECG distortion due to interference varies differently depending on a type of an ECG fragment. Improving quality of digital filtering and ECG measurement can be achieved by changing parameters of a compositional operator in accordance with an adaptive algorithm in real time scale adjusting a filtering operator to a current ECG fragment. Therefore, there has been proposed synthesis of such an operator which parameters can be adjusted depending on a current ECG fragment. **Practical relevance:** Application of the proposed method and the algorithm fragmented filtering and high time resolution ECG measurements in modern microprocessor analog-digital electrocardiographs will improve accuracy of ECG measurement and thereby will enhance quality of solving the problem of diagnostics automation according to electrophysiological parameters.

Keywords — ECG, Adaptation, Filtering, Algorithms, Compositional Operators, ECG Fragments, Features of Fragments.

References

1. Malinetskii G. G., Potapov A. B., Podlazarov A. V. *Nelineinaya dinamika: Podkhody, rezul'taty, nadezhdy* [Nonlinear Dynamics: Approaches, Results, Expectations]. Moscow, DomKniga Publ., 2006. 280 p. (In Russian).
2. Grinchenko V. T., Matsypura V. T., Skarskii A. A. *Vvedenie v nelineinuiu dinamiku: Khaos i fraktaly* [Introduction to Nonlinear Dynamics: Chaos and Fractals]. Moscow, LKI Publ., 2007. 264 p. (In Russian).
3. Rangayan R. M. *Biomedical Signal Analysis*. New York, Wiley Computer Publishing, 1997.
4. Tichonov E. P. Probabilistic Adaptive Algorithms for Discrete Representation of Analog Signals. Part 1: Examination of Properties. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy*, 2011, no. 2, pp. 8–15 (In Russian).
5. Tichonov E. P. Probabilistic Adaptive Algorithms for Discrete Representation of Analog Signals. Part 2: Comparative Analysis. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy*, 2011, no. 3, pp. 9–14 (In Russian).
6. Fainzil'berg L. S. Tool System for Experimental Evaluation of the Effectiveness of Preprocessing Algorithms for Signals of Complex Shape. *Upravliaiushchie sistemy i mashiny (USiM)*, 2008, no. 2, pp. 3–13 (In Russian).
7. Tichonov E. P. Theoretical Bases of Synthesis of Measurement Adaptive Algorithms. *Vestnik Severo-Zapadnogo otdeleniia Metrologicheskoi akademii*, 2012, vol. 27, pp. 34–44 (In Russian).
8. Tichonov E. P., Fedotenkova M. L. Adaptive Algorithms for Measuring Signs of Biomedical Indicators for Automatic Medical diagnosis by Electrophysiological Indicators. *Biomeditsinskaiia radioelektronika*, 2010, no. 4, pp. 4–12 (In Russian).
9. Lanczos Cornelius. *Applied Analysis*. Prentice Hall, Inc., 1956. 524 p.
10. Korobeinikov A. V. The Partition of Electrocardiograms to Cycles. *Matematicheskoe modelirovanie i intellektual'nye sistemy*, Izhevsk, IzhGTU Publ., 2003, no. 1, pp. 60–64 (In Russian).
11. Kulichev A. P. *Polnoe sobranie sochinenii: T. 2. Komp'yuternaiia elektrofiziologiya v klinicheskoi i issledovatel'skoi praktike* [The complete works. Vol. 2. Computer Electro-physiology in Clinical and Research Practice]. Moscow, InCo NPO "Informatika i komp'yutery" Publ., 1999. 327 p. (In Russian).