

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ

ISSN: 2225-4293

2019. Т.8. №4 (34)

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ. 2019. Т.8. №4 (34)



Научно-технологический центр уникального
приборостроения Российской академии наук

Учредители: Научно-технологический центр уникального приборостроения Российской академии наук, Кравченко Виктор Филиппович, Пустовойт Владислав Иванович

Издатель: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Научно-технологический центр уникального приборостроения Российской академии наук

Журнал зарегистрирован 15 февраля 2000 г. Министерством Российской Федерации по делам печати, телерадиовещания и средств массовой информации

Свидетельство о регистрации ПИ № 77–1685

Физические Основы Приборостроения

2019. Т.8. №4 (34)

doi: 10.25210/jfop-1904

ISSN 2225–4293

Журнал «Физические основы приборостроения» включен:

- В **Российский индекс научного цитирования (РИНЦ)**.
- В список журналов базы данных **Russian Science Citation Index (RSCI)** на платформе **Web of Science**.

• В **Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук**.

РЕДКОЛЛЕГИЯ

Пустовойт В.И., гл. редактор, академик РАН, д.ф.-м.н., проф.
Кравченко В.Ф., зам. гл. редактора, д.ф.-м.н., проф.
Боголюбов А.Н., д.ф.-м.н., проф.
Боритко С.В., д.ф.-м.н., проф.
Быков А.А., д.ф.-м.н.
Булатов М.Ф., д.ф.-м.н., проф.
Виноградов Е.А., член-корр. РАН, д.ф.-м.н., проф.
Гуляев Ю.В., академик РАН, д.ф.-м.н., проф.
Дианов Е.М., академик РАН, д.ф.-м.н., проф.
Дмитриев А.С., д.ф.-м.н., проф.
Крохин О.Н., академик РАН, д.ф.-м.н., проф.
Крюковский А.С., д.ф.-м.н., проф.
Кутуза Б.Г., д.ф.-м.н., проф.
Лукин Д.С., д.ф.-м.н., проф.
Мазур М.М., д.т.н.
Морозов А.Н., член-корр. РАН, д.ф.-м.н., проф.
Назаров Л.Е., д.ф.-м.н.
Панич А.Е., д.т.н., проф.
Панич А.А., д.т.н., проф.
Садовничий В.А., академик РАН, д.ф.-м.н., проф.
Самохин А.Б., д.ф.-м.н., проф.
Сидняев Н.И., д.т.н., проф.
Синявский Г.П., д.ф.-м.н., проф.
Татаренко Н.И., д.ф.-м.н.
Федоров И.Б., академик РАН, д.т.н., проф.

ЗАРУБЕЖНЫЕ ЧЛЕНЫ РЕДКОЛЛЕГИИ

Буц В.А., д.ф.-м.н., проф. (Украина)
Волосюк В.К., д.т.н., проф. (Украина)
Загородный А.Г., академик НАН Украины, иностранный член РАН, д.ф.-м.н., профессор (Украина)
Кобаяши К., проф. (Япония)
Кураев А.А., д.ф.-м.н., проф. (Беларусь)
Луценко В.И., д.ф.-м.н., (Украина)
Мартirosян Р.М., академик НАН Республики Армения, иностранный член РАН, д.ф.-м.н., проф. (Республика Армения)
Мележик П.Н., академик НАН Украины, д.ф.-м.н., проф. (Украина)
Миттра Р., проф. (США)
Павликов В.В., д.т.н., (Украина)
Перес-Меана Э., проф. (Мексика)
Пономарев В.И., д.т.н., проф. (Мексика)
Ра Д., проф. (Корея)
Хашимото М., проф. (Япония)
Яковенко В.М., академик НАН Украины, д.ф.-м.н., проф. (Украина)

EDITORIAL BOARD

Pustovoit, V.I., Editor-in-Chief, Academician of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Kravchenko, V.F., Deputy Editor-in-Chief, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Bogolyubov, A.N., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Boritko, S.V., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Bykov, A.A., Dr. Sci. (Phys.– Math.)
Bulatov, M.F., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Vinogradov, E.A., Corresponding Member of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Gulyaev, Yu.V., Academician of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Dianov, E.M., Academician of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Dmitriev, A.S., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Krohin, O.N., Academician of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Krukovsky, A.S., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Kutuza, B.U., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Lukin, D.S., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Mazur, M. M., Dr. Sci. (Techn.)
Morozov, A. N., Corresponding member of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Nazarov, L.E., Dr. Sci. (Phys.– Math.)
Panich, A.E., Dr. Sci. (Techn.), Prof.
Panich, A.A., Dr. Sci. (Techn.), Prof.
Sadovnichiy, V.A., Academician of RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Samokhin, A.B., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Sidnaye, N.I., Dr. Sci. (Techn.), Prof.
Synyavskiy, G.P., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof.
Tatarenko, N.I., Dr. Sci. (Phys.– Math.)
Fedorov, I.B., Academician of RAS, Dr. Sci. (Techn.), Prof.

FOREIGN EDITORIAL BOARD MEMBERS

Buts, V.A., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Ukraine)
Volosyuk, V. K., Dr. Sci. (Techn.), Prof. (Ukraine)
Zagorodny, A.G., Academician NAS of Ukraine, Foreign Member of the RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Ukraine)
Kobayashi, K., Prof. (Japan)
Kuraev, A.A., Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Belarus)
Lutsenko, V.I., Dr. Sci. (Phys.– Math.) (Ukraine)
Martirosyan, R.M., Academician of NAS of Republic of Armenia, Foreign Member of the RAS, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Republic of Armenia)
Melezhik, P.N., Academician of NAS of Ukraine, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Ukraine)
Mittra, R., Prof. (USA)
Pavlikov, V.V., Dr. Sci. (Techn.) (Ukraine)
Perez-Meana, H., Prof. (Mexico)
Ponomaryov, V.I., Dr. Sci. (Techn.), Prof. (Mexico)
Ra, J-W., Prof. (Korea)
Hashimoto, M., Prof. (Japan)
Yakovenko, V.M., Academician NAS of Ukraine, Dr. Sci. (Phys.– Math.), Prof. (Ukraine)

СОДЕРЖАНИЕ

CONTENTS

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

- Бабичев Р.К., Синявский Г.П., Тахтамышьян В.В.**
Идентификация магнитостатических мод в пленках ЖИГ
по распределению высокочастотного магнитного поля

3

MATHEMATICAL MODELING OF PHYSICAL PROCESSES

- Babichev R.K., Sinyavsky G.P., Takhtamyshyan V.V.**
Identification of Magnetostatic Modes in YIG Films
by the Distribution of a High-Frequency Magnetic Field

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА

- Вагин В.А., Хорохорин А.И.**
Система регистрации интерферограмм в двухзондовом
(двухканальном) фурье-спектрометре

11

SPECTRAL METHODS AND DEVICES

- Vaguine, V.A., Khorokhorin, A.I.**
System for Recording Interferograms in a Two-Probe
(Two-Channel) Fourier Spectrometer

МЕТОДЫ РАДИОЛОКАЦИОННЫХ И РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

- Лаговский Б.А., Самохин А.Б.**
Достижение углового сверхразрешения
на основе априори известной информации

16

METHODS OF RADAR AND RADIOMETRIC MEASUREMENTS

- Lagovsky, B.A., Samokhin, A.B.**
Achievement of Angular Superresolution Based
on the Priority of Known Information

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

- Бессонов В.Б., Ларионов И.А., Ободовский А.В.**
Особенности разработки программно-аппаратных
комплексов для микрофокусной рентгеновской
компьютерной томографии

23

NEW MATHEMATICAL AND PHYSICAL METHODS

- Bessonov, V.B., Larionov, I.A., and Obodovsky, A.V.**
Features of the Development
of Software and Hardware Systems
for MicroCT

- Грязнов А.Ю., Гук К.К.,
Староверов Н.Е., Холопова Е.Д.**
Метод повышения резкости и контрастности деталей
рентгеновских изображений

34

- Gryaznov, A.Yu., Guk, K.K.,
Staroverov, N.E., and Kholopova, E.D.**
Method for Sharpening and Contrasting Details
of X-Ray Images

- Гребенщиков В.В., Дмитриев А.С., Нечаев А.И.,
Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А.**
Источник импульсного рентгеновского излучения и способ
беспроводной передачи данных на его основе

38

- Grebenshchikov, V.V., Dmitriev, A.S., Nechaev, A.I.,
Potrakhov, N.N., and Timofeev, G.A.**
High Frequency x-Ray Pulsed Source and the Method
for Wireless Data Transmission

- Антонов А.Н., Буц В.А.**
Особенности спектров колебаний,
возбуждаемых в магнитоактивной плазме

48

- Antonov, A.N., Buts, V.A.**
Features of the Spectra of Oscillations Excited
in a Magnetoactive Plasma

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

- Дмитриев А.С., Потрахов Н.Н., Тимофеев Г.А.**
Технические средства интраоперационной контактной
лучевой терапии. Источник рентгеновского излучения

57

- Dmitriev, A.S., Potrakhov, N.N., and Timofeev, G.A.**
Intraoperative Contact Radiation Therapy
Technical Equipment. X-Ray Source

- Кобелев А.В., Щукин С.И.**
Антропоморфное управление протезом предплечья
на основе электроимпедансной миографии

62

- Kobelev, A.V., Shchukin, S.I.**
Antropomorphic Prosthesis Control Based
on Electric Impedance Myography

- Аль Харош М.Б., Щукин С.И.**
Электроимпедансная окклюзная визуализация
периферических венозных сосудов

69

- Al-Harosh, M.B., Shchukin, S.I.**
Occlusive Electric Impedance Visualization
of Peripheral Venous Vessels

doi: 10.25210/jfop-1904

**Анциперов В. Е., Бугаев А. С., Данилычев М. В.,
Ефимов Р. А., Мансуров Г. К.**
Оценка скорости распространения пульсовой волны
артериального давления на основе данных измерения
пневматическим датчиком со встроенным каналом ЭКГ

74

**Antsiperov V. E., Bugaev A. S., Danilychev M. V.,
Efimov R. A., and Mansurov G. K.**
Estimation of Blood Pressure Pulse Wave Propagation
Velocity on the Basis of Measurement Data
by Pneumatic Sensor with Built-in Egg Channel

**Анциперов В. Е., Бугаев А. С.,
Данилычев М. В., Мансуров Г. К.**
Неинвазивный мониторинг артериального давления
на основе данных непрерывной регистрации
сигнала пульсовой волны
трехканальным датчиком нового типа

82

**Antsiperov, V. E., Bugaev, A. S.,
Danilychev, M. V., and Mansurov, G. K.**
Non-Invasive Monitoring of Blood Pressure Based
on the Data of Continuous Registration
of the Pulse Wave Signal with a New Type
of Three-Channel Sensor

**Данилычев М. В., Данилычева И. В., Катунина О. В.,
Ловчикова Е. Д., Мачихин А. С., Польщикова О. В.,
Широков С. В., Шульженко А. Е.**
Новые технологические подходы в дифференциальной
диагностике хронической спонтанной крапивницы
и уртикарного васкулита

92

**Danilychev M. V., Danilycheva I. V., Katunina O. R.,
Lovcheva E. D., Machikhin A. S., Polschikova O. V.,
Shyrovkov S. V., and Shulzhenko A. E.**
New Technological Approaches in the Differential
Diagnosis of Chronic Spontaneous Urticaria
and Urticarial Vasculitis

ЛАЗЕРНАЯ ФИЗИКА И ТЕХНИКА

Захарова Е. А., Киселев А. С., Смирнов Е. А.
Исследование влияния уровня генерации
на электрические и динамические характеристики
разряда лазерных трубок

98

LASER PHYSICS AND TECHNIQUE

Zakharova E. A., Kiselev A. S., and Smirnov E. A.
Investigation of the Influence of the Generation Level
on the Electrical and Dynamic Characteristics
of the Discharge of Laser Tubes

НЕКРОЛОГИ

Памяти доктора физико-математических наук
Олега Николаевича Компанца
Памяти доктора физико-математических наук,
профессора **Анатолия Ивановича Фисуна**

104

105

OBITUARIES

Memory of the Doctor of Physical and Mathematical Sciences,
Oleg Nikolaevich Kompanets
Memory of the Doctor of Physical and Mathematical Sciences,
Professor **Anatoly Ivanovich Fisun**

Содержание тома 8

106

Contence of the Volume 8

Рубрики журнала

108

Journal Headings

Правила оформления рукописей

109

Rules for the Preparation of Manuscripts

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

УДК 621.318.1

ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАГНИТОСТАТИЧЕСКИХ МОД В ПЛЕНКАХ ЖИГ ПО РАСПРЕДЕЛЕНИЮ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-003010

Бабичев Р. К. — д.ф.-м.н, проф., кафедра радиофизики, физический факультет, Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону. E-mail: 405092@mail.ru

Синявский Г. П. — д.ф.-м.н, проф., кафедра прикладной электродинамики и компьютерного моделирования, физический факультет, Южный федеральный университет. E-mail: sinyavsky@sfsu.ru

Тахтамышьян В. В. — аспирант, кафедра радиофизики, физический факультет, Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону. E-mail: takhtamyshyan@mail.ru

Аннотация

Представлена методика идентификации магнитостатических мод в прямоугольной пленке железо-иттриевого граната (ЖИГ). Рассмотрена экспериментальная структура, состоящая из пленки ЖИГ, расположенной на микрополосковой линии. Для анализа был использован пакет CST Microwave Studio, основой расчетов в котором является метод конечных элементов. Частотные зависимости вносимых потерь и обратных потерь были проанализированы и сравнены с экспериментальными. Идентификация мод была проведена с помощью визуализации распределений магнитного поля на резонансных частотах. Каждая мода описывается числами полуволн в соответствующих направлениях.

Ключевые слова: железо-иттриевый гранат, магнитостатические моды, микрополосковая линия

Abstract

The technique of identification of magnetostatic wave modes in a rectangular yttrium iron garnet (YIG) films is presented. The experimental structure consisted of a YIG film placed on a microstrip transmission line has been studied. To analyze this electrodynamic problem CST Microwave Studio based on finite element method was used. While simulating this structure, frequency dependencies of insertion loss and return loss have been analyzed and compared to the ones obtained experimentally. Modes identification was performed by visualizing magnetic fields distributions at the resonant frequencies. Every mode was described by the numbers of half-wavelengths along corresponding direction.

Keywords: yttrium iron garnet, magnetostatic modes, microstrip line

Введение

В настоящее время для ряда инженерных задач является актуальным изучение вопросов, связанных с возбуждением магнитостатических волн в ферритовых пленках посредством линий передач. В устройствах СВЧ магнитостатические волны обычно возбуждаются отрезками микрополосковой [1], копланарной [2], щелевой [3] и других распределенных линий передачи. Данная работа посвящена идентификации и визуализации структуры магнитостатических мод в прямоугольной пленке железо-иттриевого граната (ЖИГ) с помощью численного анализа методом конечных элементов, а также сравнению полученных результатов с идентификацией, проведенной вычислительным методом из [1].

1. Постановка задачи

Возбуждение магнитостатических мод микрополосковой линией (МПЛ) в наиболее полном виде исследовано в [1], где представлены обширные экспериментальные результаты по возбуждению различных серий мод микрополосковой линией в прямоугольном образце с пленкой ЖИГ, который различными способами размещался относительно проводника микрополосковой линии. Кроме того, авторами работы проведена идентификация экспериментальных серий обратных объемных (OOMCB, MSBVW), поверхностных (PMCB, MSSW) и прямых объемных (ПОМCB, MSFVW) магнитостатических мод с помощью методики [1].

Экспериментальная структура, исследованная в [1], использовалась для возбуждения магнитостатических мод в прямоугольной пленке ЖИГ микрополосковой линией с внешним постоянным магнитным полем либо параллельным, либо перпендикулярным плоскости пленки. Вид наблюдаемого спектра в каждом случае определялся дисперсионными соотношениями (уравнениями), относительным положением микрополоскового проводника и образца, а также распределением тока в микрополосковой линии. На рис. 1 представлена структура для измерения спектров в работе [1]. Образец пленки ЖИГ прямоугольной формы (ширина $a = 3.79$ мм, длина $b = 5.10$ мм, толщина пленки ЖИГ $s = 45$ мкм) был помещен над

микрополосковым проводником. При исследовании ООМСВ и ПМСВ мод внешнее постоянное магнитное поле было направлено параллельно размеру b (в направлении y) и его значение составляло $H = 530$ Э.

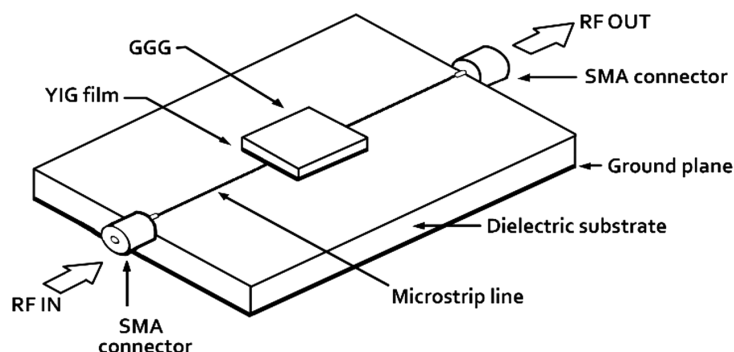


Рис. 1. Структура для возбуждения магнитостатических мод током микрополосковой линии.

Структура микрополосковой линии определялась двумя факторами. Во-первых, для того, чтобы исключить отражения, волновое сопротивление микрополосковой линии должно быть приблизительно равным 50 Ом. Во-вторых, микрополосковый проводник должен быть узким для хорошей связи с короткими волнами МСВ в образце. Поэтому в качестве подложки МПЛ использовался диэлектрик толщиной 640 мкм с относительной диэлектрической проницаемостью $\epsilon_r \approx 70$, а ширина микрополоскового проводника составляла около 20 мкм для лучшего согласования с 50-Омными коаксиально-полосковыми переходами (SMA). Такая малая ширина проводника МПЛ также предотвращала нежелательное влияние металлической микрополоски на дисперсионные характеристики мод. Микрополосковая линия на обоих концах была соединена с коаксиально-полосковыми переходами.

На рис. 2 представлены взятые из [1] результаты измерений обратных потерь образца: а) с микрополосковой линией, параллельной оси y ; б) с микрополосковой линией параллельной оси x ; в) диаграмма мод, рассчитанная для спектра (б). На вкладках к рис. 2(а, б) схематично изображены образцы и соответствующие им системы координат.

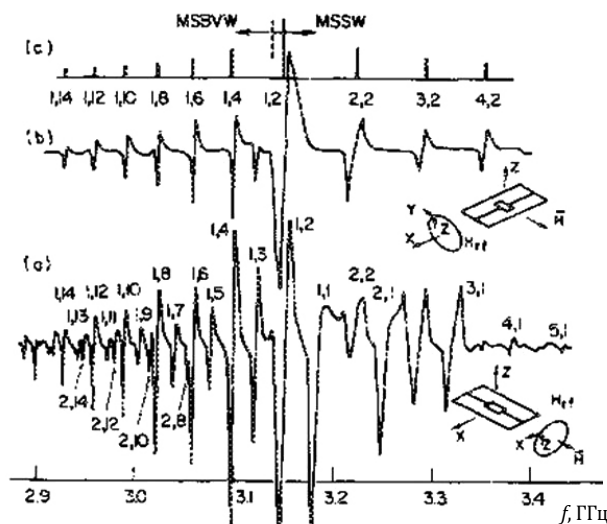


Рис. 2. Спектр прямоугольного образца пленки ЖИГ (с размерами: $a = 3.79$ мм, $b = 5.10$ мм и $s = 45$ мкм), помещенного на микрополосковой линии. Внешнее поле параллельно размеру b (в направлении y) и $H = 530$ Э. а) микрополосковая линия параллельна оси y , б) микрополосковая линия параллельна оси x , в) диаграмма мод, рассчитанная в [1] для спектра (б).

2. Результаты и обсуждение

По размерам и материалам образца и микрополосковой линии в пакете CST Studio была построена электродинамическая модель структуры, изображенной на вставке к рис. 2(б), и рассчитаны частотные зависимости вносимых потерь $|S_{21}|$ (и обратных потерь $|S_{11}|$) для определения резонансных частот мод. Кроме того, для учета внутреннего поля анизотропии магнитное поле в ферритовой пленке принято равным 546 Э.

Затем моды, соответствующие пикам на рис. 3, были пронумерованы от 1-й до 12-й моды, и для идентификации мод на их резонансных частотах с помощью электродинамической модели в CST Studio были рассчитаны распределения абсолютного значения ВЧ магнитного поля моды внутри пленки ЖИГ, приведенные на рис. 4.

По числу укладываемых полувольт на сторонах образца из распределений высокочастотного магнитного поля были найдены значения индексов мод, определенных в [1] как n_x и n_y . Эти найденные индексы на рис. 4 проставлены после номера моды. Для рис. 2(б) первый индекс — число полувольт по оси x (вдоль микрополоска), второй индекс — число полувольт по оси y (вдоль длины пленки). Полученные нами индексы на рис. 4 совпали с индексами на рис. 2(в) [1], которые получены после громоздких расчетов.

На рис. 3 приведено сравнение результатов эксперимента и идентификации мод работы [1] и моделирования структуры, изображенной на вставке к рис. 2(б), и идентификации мод, выполненной по распределению ВЧ магнитного поля внутри пленки ЖИГ на основании рис. 4. Видно, что обе идентификации практически совпадают.

Следует отметить, что при изготовлении образца прямоугольной формы с пленкой ЖИГ использовалась механическая резка и, следовательно, торцы пленки не были идеальными. Поэтому при идентификации мод авторы работы [1] в расчетах индексов мод использовали эффективные размеры $a_{eff} = 3.85$ мм и $b_{eff} = 4.9$ мм. При электродинамическом моделировании также были использованы эти эффективные поперечные размеры. Расчетные значения намагниченности насыщения, внутреннего постоянного магнитного поля и потерь в пленке ЖИГ соответственно равнялись $4\pi M_s = 1740$ Гс, $H = 546$ Э и $\Delta H = 0.5$ Э.

На следующем этапе, в CST Studio была построена модель структуры, экспериментально исследованной в [1] и изображенной на вставке к рис. 5(а). Для этого были рассчитаны частотные зависимости вносимых потерь $|S_{21}|$ и обратных потерь $|S_{11}|$, но при другом расстоянии $d = 0.07$ мм между пленкой ЖИГ и микрополосковым проводником и при другой величине приложенного постоянного магнитного поля $H = 850$ Э (рис. 5).

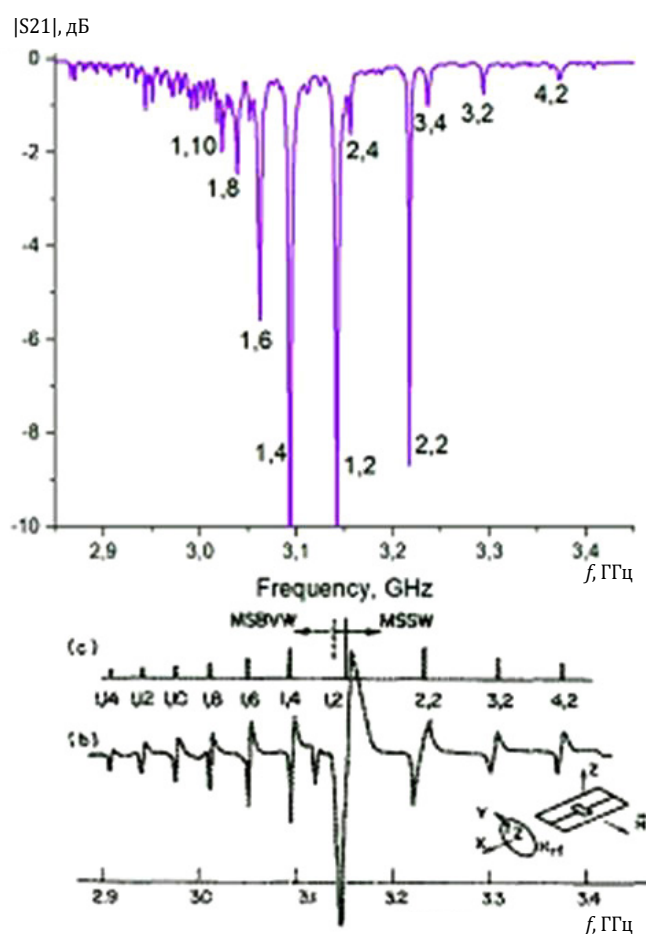


Рис. 3. АЧХ, рассчитанная для случая, когда микрополосковая линия параллельна ширине пленки ЖИГ (рис. 2(б)), и её сравнение с идентификацией, проведенной в [1].

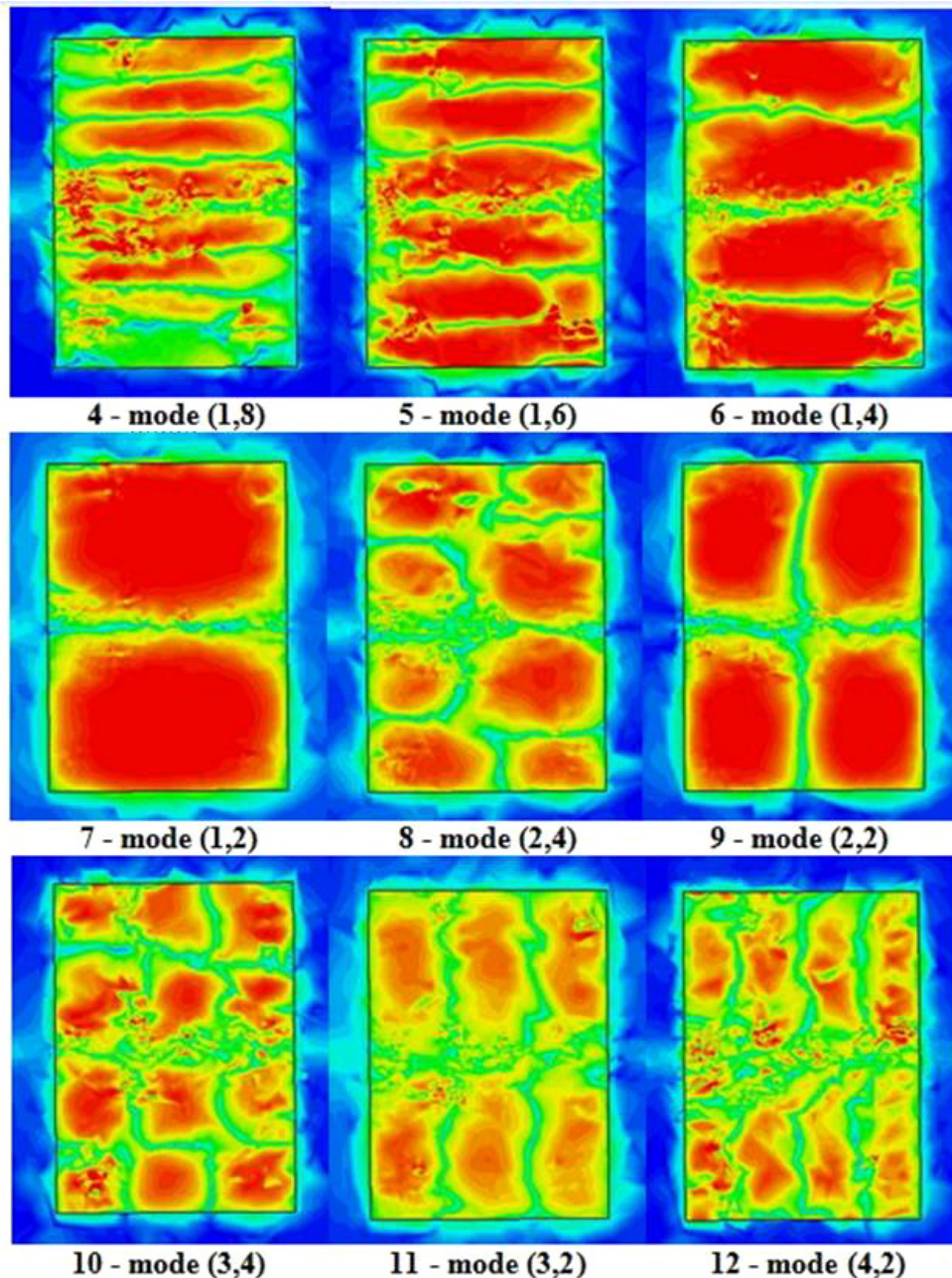


Рис. 4. Распределения магнитного поля в пленке ЖИГ на резонансных частотах.

Затем моды, соответствующие пикам на рис. 5, были пронумерованы от 1-й до 13-й моды, и для их идентификации на резонансных частотах с помощью электродинамической модели в CST Studio были рассчитаны распределения абсолютного значения ВЧ магнитного поля мод внутри пленки ЖИГ, представленные на рис. 6.

Полученные распределения показывают, что моды высокого порядка (например, (2,20); (1,18); (2,18) и т.д.) возбуждаются не по всему прямоугольному образцу, а только в области, граничащей с узким проводником МПЛ, что значительно усложняет идентификацию.

На рис. 5 приведено сравнение результатов эксперимента и идентификации мод работы [1] и моделирования структуры, изображенной на вставке к рис. 5, и идентификации мод, выполненной по распределению ВЧ магнитного поля внутри пленки ЖИГ на основании рис. 6. Видно, что обе идентификации для хорошо возбуждаемых мод практически совпадают.

На последнем этапе, в CST Studio была построена модель структуры, изображенной на вставке к рис. 2(а), у которой, в отличие от рассмотренных ранее, постоянное магнитное поле параллельно не ширине образца, а его длине, и была рассчитана для нее частотная зависимость вносимых потерь $|S_{21}|$, представленная на рис. 7.

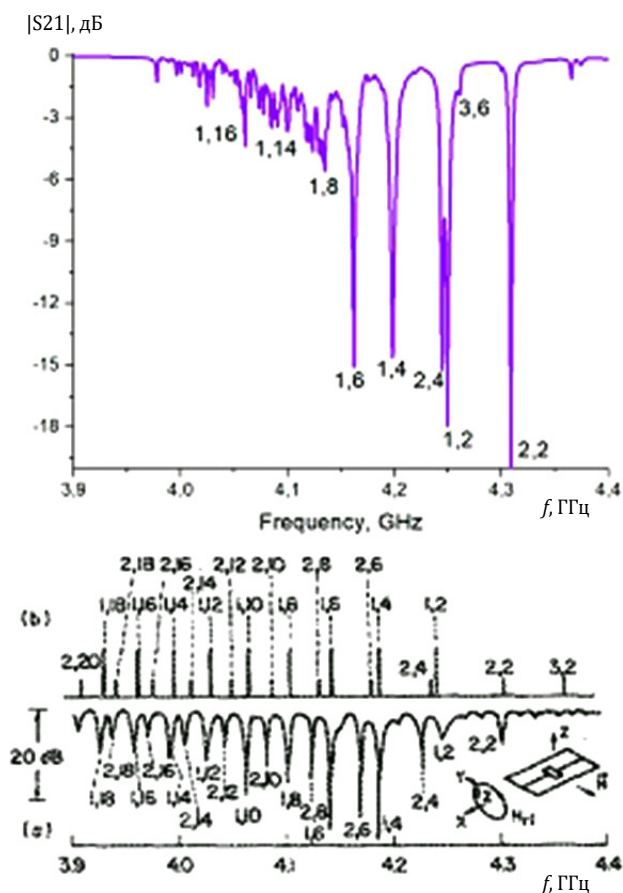


Рис. 5. АЧХ, рассчитанная для случая, когда микрополосковая линия параллельна ширине пленки ЖИГ (внешнее магнитное поле равно 850 Э), и её сравнение с идентификацией, проведенной в [1].

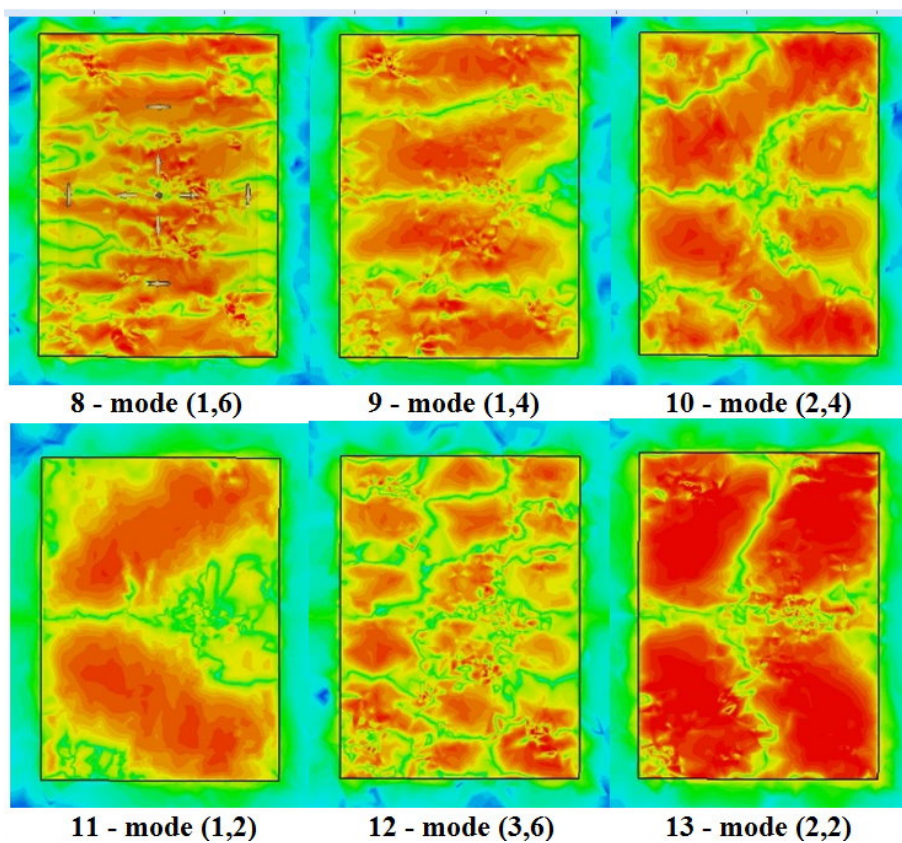


Рис. 6. Распределения магнитного поля в пленке ЖИГ на резонансных частотах.

Далее моды, соответствующие пикам на рис. 7, были пронумерованы от 1-й до 19-й моды, и для их идентификации на их резонансных частотах были рассчитаны распределения абсолютного значения ВЧ магнитного поля моды внутри пленки ЖИГ, приведенные на рис. 8. По числу укладываемых полувольт на сторонах образца из распределений переменного магнитного были найдены индексы мод, которые на рис. 8 проставлены после номера моды. На рис. 2(а) первый индекс — число полувольт по оси x (поперек микрополоска), второй индекс — число полувольт по оси y (вдоль длины пленки).

На рис. 7 приведено сравнение идентификаций мод по распределению ВЧ магнитного поля на рис. 8 и вычислению индексов мод в [1]. Идентификации хорошо возбуждаемых мод практически совпадают. Отсутствие расчетных мод (1,3); (1,5); (1,7); (1,9); (1,11); (1,13) и мод (2,8); (2,10); (2,12); (2,14) вызвано сравнительно большим расстоянием между узким проводником МПЛ и поверхностью пленки ЖИГ. При его уменьшении моды идентифицируются. Мода 13 является модифицированной модой 12.

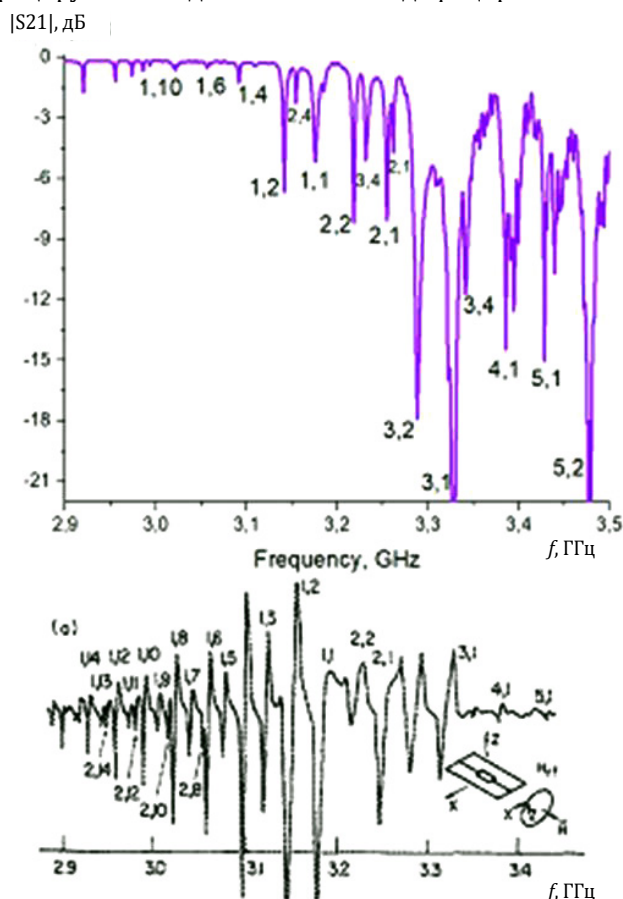


Рис. 7. АЧХ, рассчитанная для случая, когда микрополосковая линия параллельна длине пленки ЖИГ (рис. 2а), и её сравнение с идентификацией, проведенной в [1].

Выводы

Разработан электродинамический метод идентификации обратных объемных и поверхностных магнитостатических мод в пленках ЖИГ прямоугольной формы по распределению высокочастотного магнитного поля.

Проведено электродинамическое моделирование распределения высокочастотного магнитного поля в тонких пленках ЖИГ прямоугольной формы, расчет частотных зависимостей вносимых потерь (параметр $|S_{21}|$) и обратных потерь (параметр $|S_{11}|$) и сравнение их с полученными экспериментально в [1] в виде МСМ-спектров при возбуждении прямоугольного образца пленки ЖИГ микрополосковой линией.

По числу укладываемых на сторонах образца полувольт из распределений высокочастотного магнитного поля были найдены значения индексов мод, определенных в [1] как n_x и n_y . Полученные нами индексы совпали с индексами работы [1], которые получены после громоздких и трудоемких расчетов.

Идентификация хорошо возбуждаемых мод ООМСВ и ПМСВ, проведенная предложенным в настоящей работе методом, совпала с идентификацией в [1]. Кроме того, некоторые моды были идентифицированы только с помощью распределений высокочастотного магнитного поля.

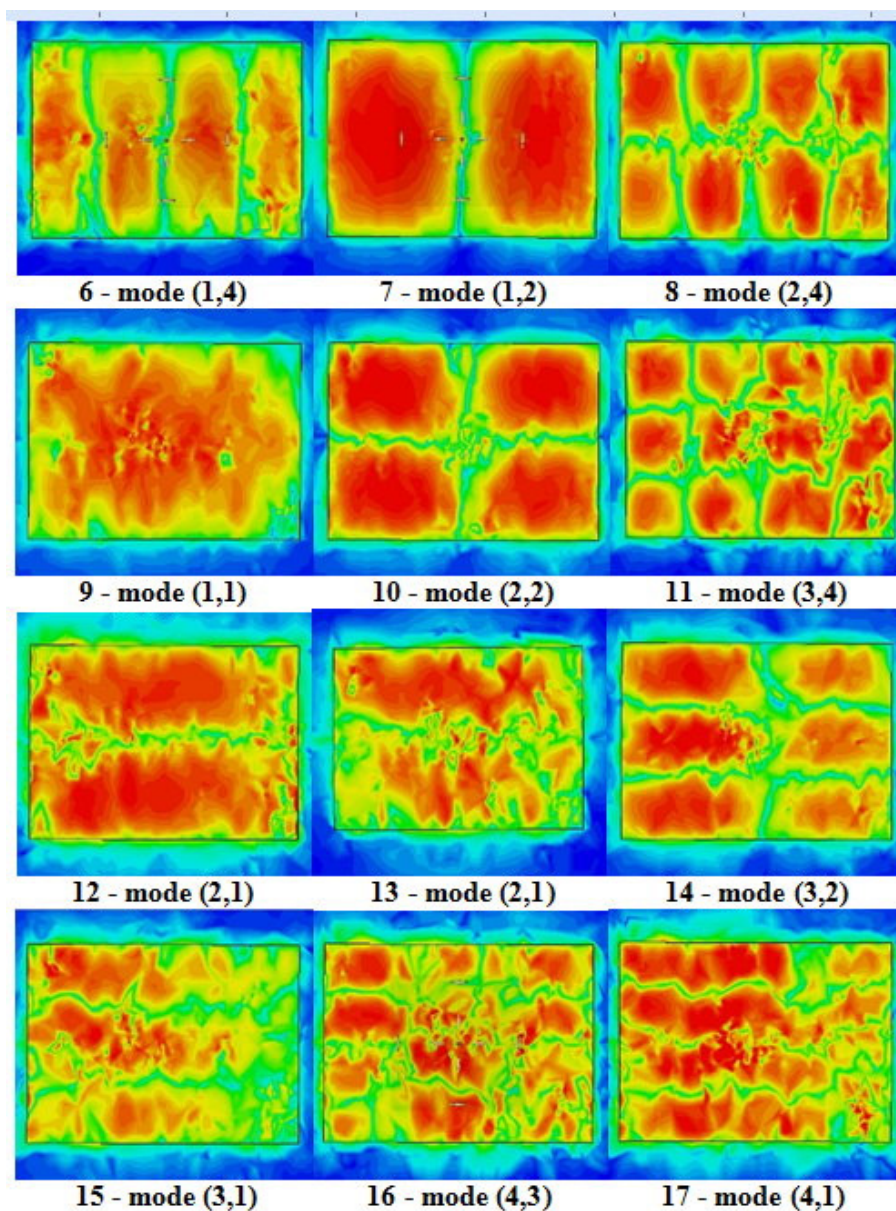


Рис. 8. Распределения магнитного поля в пленке ЖИГ на резонансных частотах.

Список литературы

1. Barak, J. and Lachish, U. Study of the excitation of magnetostatic modes in yttrium-iron-garnet films by a microstrip line // J. Appl. Phys. 1989. Vol. 65. No. 4. P. 1652-1658. DOI: 10.1063/1.343402
2. Натхин И. И., Бабичев Р. К., Иванов В. Н., Тутченко А. А. Исследование перестраиваемого полосно-заграждающего фильтра на магнитоэлектрических волнах // Электронная техника. Серия 1. Электроника СВЧ. 1986. № 9. С. 13-16.
3. Mar, D.J., Carroll, T.L., Pecora, L.M., Heagy, J.F. and Rachford, F.J. Dual driving of magnetostatic modes in yttrium-iron-garnet film experiments // J. Appl. Phys. 1996. Vol. 80. No. 3. P. 1878-1882. DOI: 10.1063/1.363001

Поступила 5 ноября 2019 г.

IDENTIFICATION OF MAGNETOSTATIC MODES IN YIG FILMS BY THE DISTRIBUTION OF A HIGH-FREQUENCY MAGNETIC FIELD

R.K. BABICHEV, G.P. SINYAVSKY, AND V.V. TAKHTAMYSHYAN
Southern Federal University

doi: 10.25210/jfop-1904-003010

The technique of identification of magnetostatic wave modes in a rectangular yttrium iron garnet (YIG) films is presented. The experimental structure consisted of a YIG film placed on a microstrip transmission line has been studied. To analyze this electrodynamic problem CST Microwave Studio based on finite element method was used. While simulating this structure, frequency dependencies of insertion loss and return loss have been analyzed and compared to the ones obtained experimentally. Modes identification was performed by visualizing magnetic fields distributions at the resonant frequencies. Every mode was described by the numbers of half-wavelengths along corresponding direction.

Уважаемые читатели!

Подписка на журнал оформляется через подписное
агентство «Книга-Сервис» и объединенный каталог
«Пресса России» (подписной индекс **29196**)

Журнал включен:

- В *Российский индекс научного цитирования (РИНЦ)*.
- В базу данных *Russian Science Citation Index (RSCI)* на платформе *Web of Science*.
- В *Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук*.

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА

УДК 681.785.574

СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ ИНТЕРФЕРОГРАММ
В ДВУХЗОНДОВОМ (ДВУХКАНАЛЬНОМ)
ФУРЬЕ-СПЕКТРОМЕТРЕ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-011015

Вагин В. А. — д.т.н., заведующий отделом инфракрасной спектроскопии, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва. E-mail: vaguine@mail.ru**Хорохорин А. И.** — с.н.с., Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН.**Аннотация**

Описаны возможности и преимущества двухзондового фурье-спектрометра. Рассмотрена структурная схема системы регистрации интерферограмм. Рассмотрен приём одновременной регистрации интерферограмм по двум каналам в реальном времени и рафинирование результирующего массива. Описаны средства регистрации и квитирования с персональным компьютером. Приведены параметры и темп передачи данных. Описана подпрограмма регистрации с привязкой отсчётов к оптической разности хода интерферометра спектрометра.

Ключевые слова: двухзондовый фурье-спектрометр, двухканальная система регистрации интерферограмм, референтный канал, инфракрасный КРТ приемник, аналого-цифровой преобразователь

Abstract

Features and benefits of a two-probe Fourier spectrometer are described. The block diagram of the system of registration of interferograms is considered. The method of simultaneous registration of interferograms in real time and refining the resulting array is considered also. Means of registration and acknowledgement with personal computers are described. The parameters and rate of data transmission are given. The registration subroutine with reference of samples to optical difference of path difference of the interferometer is described.

Keywords: two-probe Fourier spectrometer, two-channel interferogram registration system, the reference channel, infrared MCT receiver, analog-to-digital converter

Двухзондовый фурье-спектрометр — это минимальный вариант многозондового фурье-спектрометра [1-5]. Он может с помощью оптоволоконных зондов одновременно измерять спектральные характеристики двух разных объектов или различные спектральные параметры одного объекта без какой-либо пробоподготовки. Такой спектрометр может производить сравнительные измерения эталонного и исследуемого объекта как в статике, так и в динамике.

Разработка двухзондового инфракрасного (ИК) фурье-спектрометра потребовала создания оригинальной системы регистрации интерферограмм, обеспечивающей одновременную регистрацию интерферограмм от двух исследуемых объектов. Структурная схема системы регистрации показана на рис. 1.

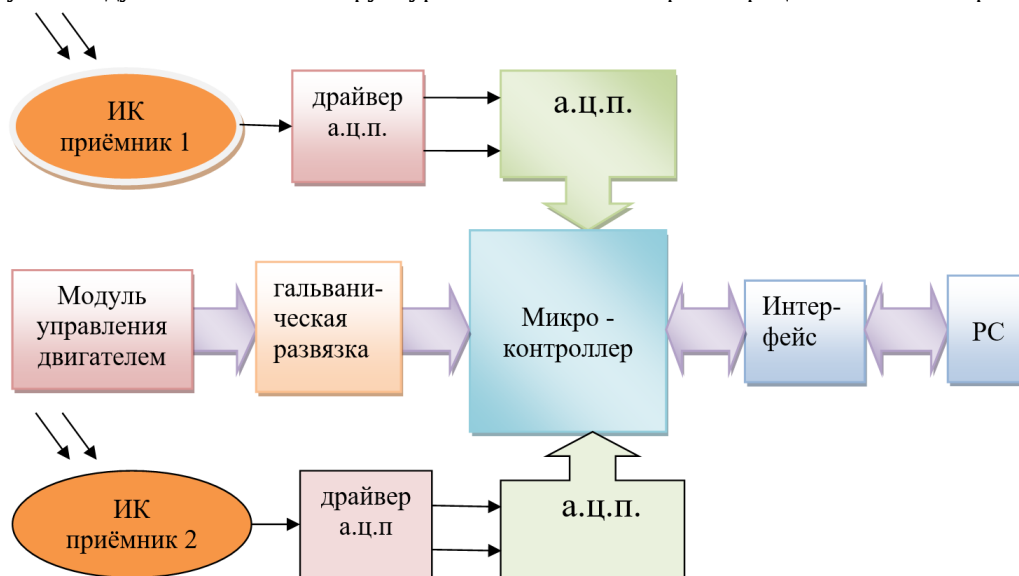


Рис. 1. Структурная схема системы регистрации.

В ее состав входят два ИК-приёмника, два драйвера аналого-цифровых преобразователей (АЦП), два а.ц.п, микроконтроллер (МК) и USB-интерфейс для связи с персональным компьютером (РС). Драйвер АЦП обеспечивает согласование усилителя (на схеме не показан) ИК-приёмника со входом преобразователя.

Драйвер АЦП преобразует несимметричный сигнал предусилителя приёмника в дифференциальный, что даёт улучшение отношения сигнал/шум. Микроконтроллер, интерфейс и АЦП связаны 8-ми битной шиной данных. Разрядность АЦП равна 18, темп обмена с РС — до 1 Мбайт/сек.

Информация в РС поступает блоками по 512 32-битных слов. Младшие 14 бит в слове занимает скорость сканирования. Слежение за скоростью позволяет отбраковывать неудачные интерферограммы при накоплении спектров. При отбраковке интерферограмм принимается во внимание также смещение максимума интерферограммы по отношению к положению максимума интерферограммы первой записи.

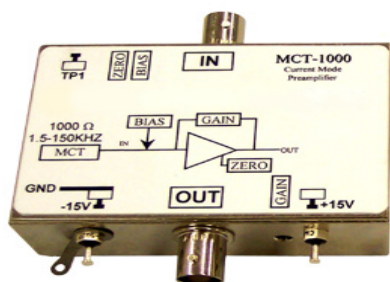
ИК охлаждаемый КРТ приемник

В качестве высокочувствительного приемника ИК излучения был выбран КРТ приемник FTIR-16-1.00, выпускаемый фирмой «InfraRed associates, Inc.» (США). Размер приемной площадки $1.0 \times 1.0 \text{ см}^2$. Спектральный диапазон приемника от 2.0 до 16.0 мкм ($600\text{--}5000 \text{ см}^{-1}$). Его обнаружительная способность более $3.0 \times 10^{10} \text{ см} \cdot \text{Гц}^{1/2} \text{ Вт}^{-1}$. Приемник размещен в криостате для жидкого азота. Его внешний вид показан на рис. 2.



Рис. 2. Охлаждаемый КРТ приемник FTIR-16-1.00.

Приемник FTIR-16-1.00 снабжен предусилителем MCT-1000 (InfraRed Associates, Inc.). Этот предусилитель (рис. 3) предназначен для преобразования величины сопротивления охлаждаемого КРТ приёмника в напряжение, а также для формирования напряжения смещения (BIAS), подаваемого на приёмник.



**MCT-1000 Pre-Amp for MCT
(HgCdTe) Detectors**

Рис. 3. Предусилитель MCT-1000 (к КРТ приемнику FTIR-16-1.00).

Предусилитель имеет следующие характеристики:

- полоса пропускания — 1.5 Гц – 15 кГц;
- потребление тока не более 200 мА от источника $\pm 15\text{В}$;
- напряжение смещения приёмника регулируемое 0–2.5В;
- усиление регулируемое 50–8000.

Предусилитель связывается с охлаждаемым приёмником кабелем, входящим в комплект поставки приёмника.

Аналого-цифровой преобразователь

Упрощённая схема АЦП показана на рис. 4. Схема состоит из АЦП AD7634, источника референтного напряжения ADR445 и драйвера AD8139. А.ц.п. аппаратно сконфигурирована на диапазон входных сигналов ± 10 В, внешний источник опорного напряжения, разрядность 18 и параллельный вывод побайтно.

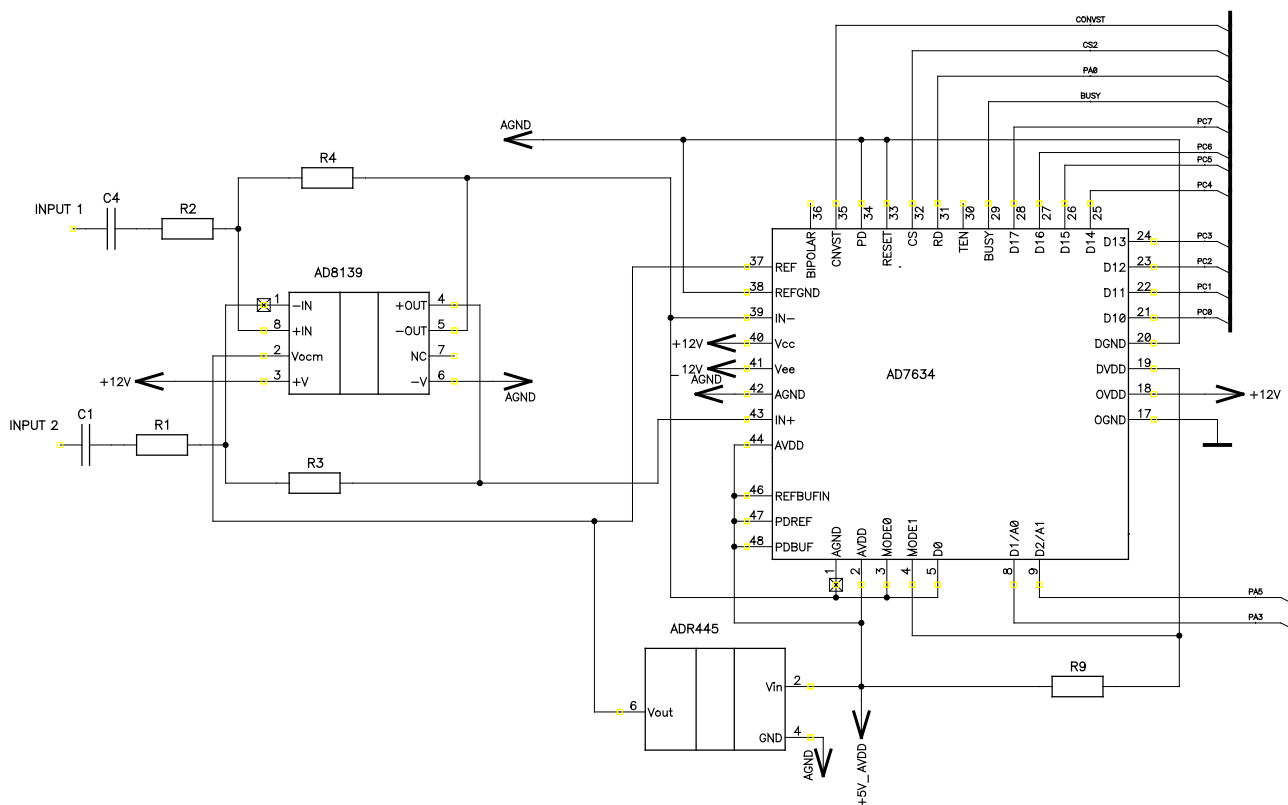


Рис. 4. Упрощённая схема АЦП.

Конфигурационный регистр АЦП для программной перестройки не используется, хотя это давало бы возможность управления динамическим диапазоном. Динамический диапазон установлен подключением входов BIPOlar(к.36) и TEN(к.30) к высокому уровню (high). Внешний источник референтного напряжения разрешён высокими уровнями на входах PDREF и PDBUF. Низкий уровень на входе MODE0 и высокий на входе MODE1 разрешают считывание выходного кода АЦП побайтно. Очередность считывания следующая: сначала старший байт (уровни на входах A0 и A1 низкие), затем средний (уровень A0 низкий, A1 — высокий) и, наконец, два последних бита (уровень A0 — высокий, A1 — низкий).

Драйвер а.ц.п — микросхема с дифференциальным входом и дифференциальным выходом. Основное её назначение — приподнять входной сигнал на уровень референтного напряжения.

Важной особенностью АЦП AD7634 является тот факт, что работа его устройства выборки-хранения и формирование выходного кода не зависят от состояния сигналов CS и RD, разрешающих считывание кода. Это даёт возможность запускать оба АЦП одновременно импульсом CNVST, а читать по очереди, подавая низкий уровень сигнала CS.

Микроконтроллер и мост USB

Управление АЦП осуществляется микроконтроллером (МК), схема которого приведена на рис. 5.

Основная задача МК (Atmel ATmega32) состоит в регистрации интерферограммы и передачи её в PC в реальном времени, а также задании нужной скорости передвижения подвижного зеркала. Тактовая частота микроконтроллера стабилизирована кварцем 16 МГц.

Инициализация регистрации интерферограммы происходит по команде START, которая поступает в порт D (pin D3) микроконтроллера через гальваническую развязку ADUM 1401. Синхронизация записи интерферограммы (привязка отсчётов АЦП к разности хода) происходит по «меткам» референтного канала F_REF. Сигналы START и F_REF поступают от модуля управления двигателем.

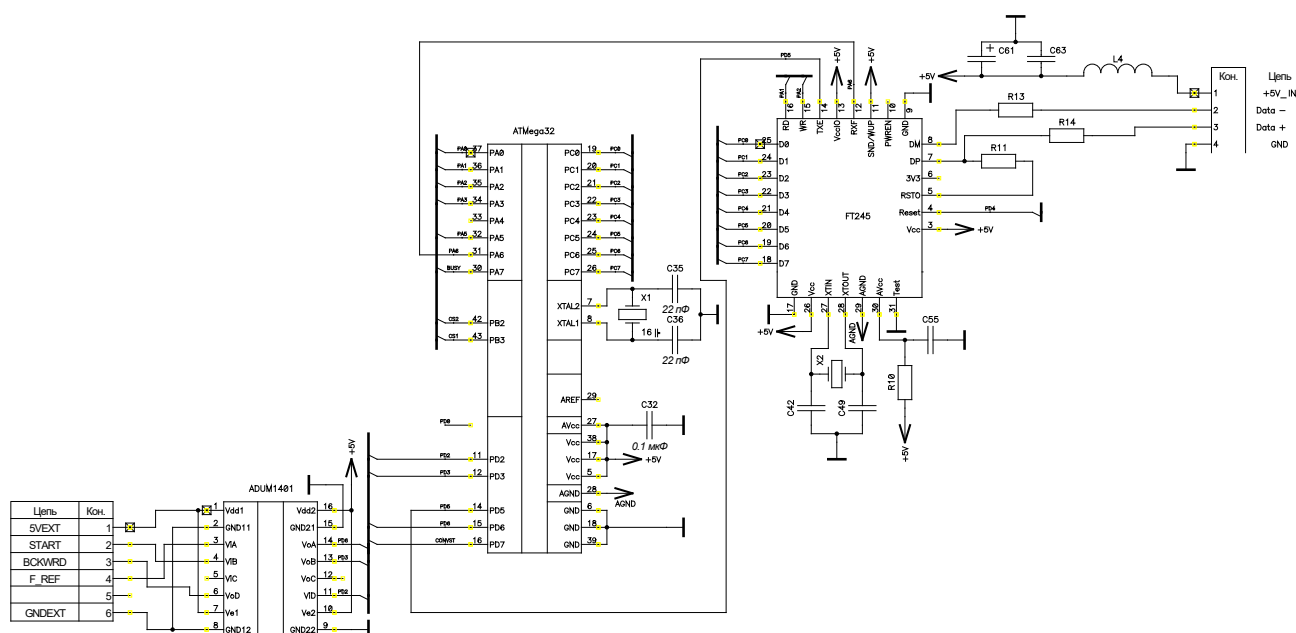


Рис. 5. Упрощённая схема микроконтроллера и моста USB.

Передача массива интерферограммы в PC происходит через мост USB FT245BM.

Порты МК распределены следующим образом:

- Порт А — для квитирования а.ц.п и моста USB;
- Порт В — для программирования МК через интерфейс SPI и выбора а.ц.п;
- Порт С — для чтения данных АЦП побайтно (параллельным кодом) и приёма — передачи данных от PC через мост USB;
- Порт D — для синхронизации регистрации интерферограммы простукиванием (polling) сигнала START и обнаружением фронта импульса F_REF.

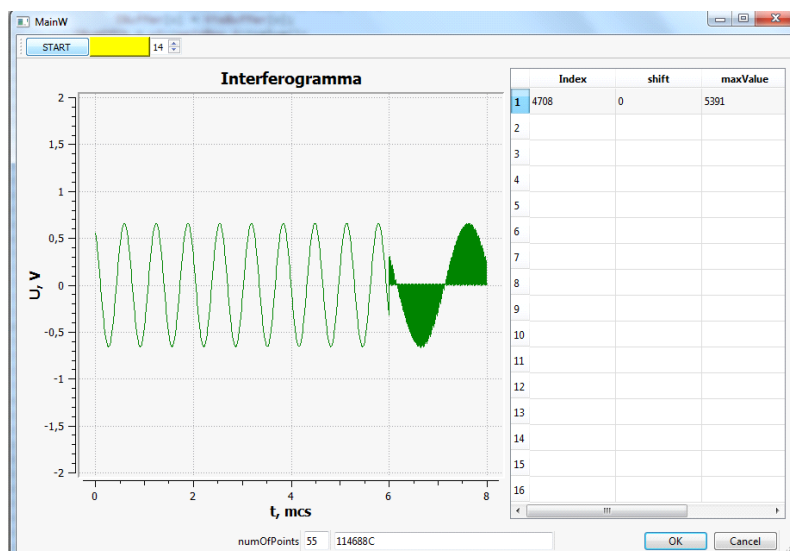


Рис. 6. 2-й канал, число точек на экран 1024, число точек выделенного канала 768, частота генератора 120 Гц.

Массив двух интерферограмм, поступивший в PC, делится на два. На рис. 6 продемонстрировано выделение сигнала генератора, поданного на один из АЦП. За выделенным сигналом на графике следует нерафинированный массив.

Подпрограмма чтения интерферограммы показана на рис. 7. Чтение предваряется опросом датчика стартовой позиции подвижного отражателя интерферометра, затем идёт запись значения спектрального разрешения, пересчитанного в число блоков по 512 отсчётов в каждом. Далее идёт вложенный цикл чтения АЦП и передачи отсчётов и скорости в PC.

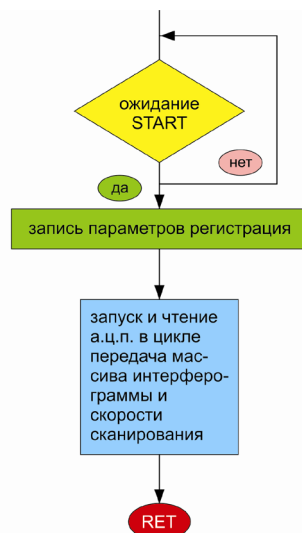


Рис. 7. Блок-схема регистрации интерферограмм.

Описанная выше система регистрации интерферограмм в двухзондовом Фурье-спектрометре выполнена и отлажена в автономном режиме. Ее предполагается установить на изготавливаемом в настоящее время опытным образце двухзондового фурье-спектрометра. Необходимо заметить, что подобный прибор создается впервые и кроме обычных достоинств фурье-спектрометров [2] он открывает свои новые уникальные возможности.

Список литературы

1. Балашов А.А., Вагин В.А., Голяк И.С., Морозов А.Н., Хорохорин А.И. Многоканальный динамический ИК-фурье-спектрометр // Журнал прикладной спектроскопии, 2017. Т. 84. № 4. С. 643–647.
2. Вагин В.А., Гершун М.А., Жижин Г.Н., Тарасов К.И. Светосильные спектральные приборы / Под ред. К.И.Тарасова. М.: Наука, 1988.
3. Вагин В.А., Даниелян Г.Л. Многозондовая фурье-спектроскопия // Физические основы приборостроения. 2016. Т. 5. № 4(21). С. 96–103.
4. Вагин В.А., Хорохорин А.И. Система управления, регистрации и обработки спектральной информации многозондового ИК фурье-спектрометра // Физические основы приборостроения. 2018. Т. 7. № 3(29). С. 8–15. DOI: 10.25210/jfor-1803-008015
5. Вагин В.А., Хорохорин А.И. Эквидистантность точек регистрации интерферограммы в фурье-спектрометре // Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 3(33). С. 8–15. DOI: 10.25210/jfor-1903-097102

Поступила 7 октября 2019 г.

A SYSTEM FOR RECORDING INTERFEROGRAMS IN A TWO-PROBE (TWO-CHANNEL) FOURIER SPECTROMETER

V.A. VAGINE, A.I. KHOROKHORIN

Scientific and Technological Center for Unique Instrumentation RAS

doi: 10.25210/jfor-1904-011015

The article describes the features and benefits of a two-probe Fourier spectrometer. A block diagram of a two-channel interferogram registration system and its block scan with illustration of simplified electrical circuits are presented which greatly facilitates the understanding of its functioning. Special emphasis is placed on the advantages of using a cooled MCT FTIR-16-1.00 receiver paired with a preamp MCT-1000. The article presents the parameters and rate of exchange with a personal computer (PC). Disclosed in detail the feature of the applied analog-to-digital Converter which allows simultaneous binding of interferogram samples of both channels to the reference channel labels. Data transmitted to the PC is multiplexed. Not only interferograms, but also scanning speed are multiplexed. A detailed block diagram of the interferogram registration and handshaking subroutine with PC is given. It is shown with an illustration how the PC refines the input array in the test program if a signal the circular frequency generator is applied to one input of the system and on the second-signal a special forms.

МЕТОДЫ РАДИОЛОКАЦИОННЫХ И РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

УДК 621.396: 537.87

ДОСТИЖЕНИЕ УГЛОВОГО СВЕРХРАЗРЕШЕНИЯ НА ОСНОВЕ АПРИОРИ ИЗВЕСТНОЙ ИНФОРМАЦИИ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-016022

Лаговский Б. А. — д.т.н., проф., Российский технологический университет (МИРЭА), Москва.

E-mail: robertlag@yandex.ru

Самохин А. Б. — д.ф.-м.н., проф., заслуженный деятель науки РФ, проф. кафедры ПМ, Российский технологический университет (МИРЭА). E-mail: absamokhin@yandex.ru

Аннотация

Обоснована эффективность использования априорной информации при решении обратных задач формирования радиоизображений со сверхразрешением на основе алгебраических методов. Представлены результаты численных экспериментов на математических моделях, показавшие устойчивость получаемых решений с угловым разрешением, превосходящим критерий Рэлея в 3-10 раз. На примерах продемонстрирована высокая помехоустойчивость получаемых приближенных решений, превышающая зарубежные аналоги.

Ключевые слова: угловое сверхразрешение, устойчивость обратной задачи, параметризация обратной задачи, регуляризирующий фактор, регуляризация двумерной обратной задачи

Abstract

The efficiency of using a priori information in solving inverse problems of forming radio images with superresolution based on algebraic methods is substantiated. The results of numerical experiments on mathematical models are presented, which showed the stability of the obtained solutions with angular resolution exceeding the Rayleigh criterion by 3-10 times. The examples demonstrate the high noise immunity of the obtained approximate solutions, exceeding foreign analogues.

Keywords: angular superresolution, the stability of inverse problems, data mining, regularizing factor, regularization of the two-dimensional inverse problem

Введение

Повышение угловой разрешающей способности современных систем радиолокации, радионавигации, дистанционного зондирования за счёт эффективной цифровой обработки принимаемых сигналов — важное направление их совершенствования.

Задачи получения углового сверхразрешения на основе обработки сигналов, относятся к классу обратных задач. Их решения часто приводят к появлению неустойчивостей в решениях и значительным ошибкам в восстановлении радиоизображений объектов.

Решения обратных задач осложняются тем, что они существенно более чувствительны к уровню случайных составляющих в исследуемых сигналах, чем прямые задачи. В связи с этим качество алгоритмов восстановления радиоизображений источников сигналов со сверхразрешением принято оценивать двумя основными параметрами: степенью превышения критерия Рэлея и минимально допустимым отношением сигнал/шум, при котором это может быть осуществлено.

Известны методы получения углового сверхразрешения, например [1–3], далеко не всегда являются эффективными. При относительно высоком уровне шума их использование приводит к значительным ошибкам. В основном они позволяют достигать сверхразрешения при отношении сигнал/шум не ниже 20–25 дБ. Еще одним их недостатком является то, что многие из них, в частности, методы MUSIC и ESPRIT, используют узкополосные сигналы. При использовании сверхширокополосных сигналов методы и алгоритмы на их основе становятся неэффективными. Кроме того, перечисленные методы, не дают возможность с достаточной полнотой использовать априорную информацию о решении, хотя хорошо известно, что информация такого рода значительно улучшает качество и стабильность решений обратных задач.

Ряд методов, названных алгебраическими [4–10], позволяет эффективно использовать имеющуюся априорную информацию, параметризовать рассматриваемые обратные задачи и получать адекватные приближенные решения со сверхразрешением при заметно больших уровнях случайных составляющих, чем упомянутые выше.

1. Постановка задачи

Угловое распределение амплитуды принимаемого сигнала $U(\alpha, \varphi)$ при сканировании сектора обзора

РЛС представляет собой двумерный интеграл свёртки

$$U(\alpha, \varphi) = \int_{\Omega} f(\alpha - \alpha', \varphi - \varphi') I(\alpha', \varphi') d\alpha' d\varphi' + n(\alpha, \varphi), \quad (1)$$

где $f(\alpha, \varphi)$ – диаграмма направленности (ДН) антенной системы, Ω — телесный угол, в котором расположен источник исследуемого отражённого (или излучаемого) сигнала, $I(\alpha, \varphi)$ – неизвестное угловое распределение амплитуды сигнала источника, $n(\alpha, \varphi)$ — случайная составляющая в принимаемом сигнале. При активной локации вместо ДН в виде $f(\alpha, \varphi)$ следует использовать $f(\alpha, \varphi)^2$.

Ставится задача определить, с возможно большей точностью и угловым разрешением, превышающим критерий Рэлея, функцию $I(\alpha, \varphi)$, т.е. найти радиоизображение источника.

Задача сводится к приближённому решению линейного интегрального уравнения Фредгольма первого рода типа свёртки (1). Она относится к классу обратных задач, т.к. не удовлетворяет требованию корректности задачи по Адамару, и, следовательно, является некорректно поставленной и неустойчивой.

Из теории обратных задач известно, что повысить их устойчивость возможно при использовании априори известной информации о решении. Дополнительная информация позволяет накладывать ограничения на искомую функцию $I(\alpha, \varphi)$ и регуляризовать задачу.

2. Метод решения

В [4,5,8–10] приведено обоснование алгебраических методов получения радиоизображений объектов со сверхразрешением. Методы основаны на параметризации одно- и двумерных обратных задач посредством выражения решения в виде разложения по последовательностям заданных функций.

В одномерном случае, т.е. при сканировании по одной координате, искомое решение $I(\alpha)$ запишем так

$$I(\alpha) = \sum_{m=1}^{\infty} b_m g_m(\alpha), \quad (2)$$

где $g_m(\alpha)$ — система ортогональных в области Ω функций, выбранных для решаемой конкретной задачи, b_m — неизвестные, подлежащие определению коэффициенты.

Таким образом, задача восстановления радиоизображения цели оказывается параметризованной, и сводится к задаче поиска вектора коэффициентов B .

Поиск коэффициентов может быть осуществлен как поиск минимума среднеквадратической ошибки в секторе сканирования $\Theta > \Omega$

$$\delta^2 = \int_{\Omega} \left(U(\alpha) - \sum_{m=1}^{\infty} b_m \int_{\Omega} f(\alpha - \alpha') g_m(\alpha') d\alpha' \right)^2 d\alpha. \quad (3)$$

Для получения приближённого решения используется разложение по конечной системе из N функций $g_m(\alpha)$. В этом случае, приравнявая к нулю частные производные δ^2 по всем b_j , $j=1...N$ приходим к системе из N линейных алгебраических уравнений (СЛАУ) относительно вектора B

$$V = GB, \quad (4)$$

$$G_{j,m} = \int_{\Theta} \psi_j(\alpha) \psi_m(\alpha) d\alpha, \quad \psi_m(\alpha) = \int_{\Omega} f(\alpha - \alpha') g_m(\alpha') d\alpha', \quad (5)$$

$$V_j = \int_{\Theta} U(\alpha) \psi_j(\alpha) d\alpha. \quad (6)$$

Достижимая величина углового сверхразрешения возрастает вместе с увеличением числа используемых при разложении функций. Решения при этом, однако, становятся всё менее устойчивыми. Появляются и возрастают ошибки в виде ложных источников сигналов и искажений в расположении и в радиоизображениях реальных источников. Кроме того, решения рассматриваемых обратных задач значительно осложняются наличием случайных составляющих в принимаемом сигнале (шумов, помех, ошибок измерений).

Обратные задачи существенно более чувствительны к различного рода ошибкам, чем прямые задачи. Основным препятствием на пути повышения уровня сверхразрешения оказываются случайные составляющие, присутствующие в принимаемом сигнале, совокупность которых будем называть шумом. При получении решения с разрешением, не превосходящим критерий Рэлея их влияние часто пренебрежимо мало, но резко — экспоненциально — возрастает при попытках получить большее разрешение.

В итоге, для каждой конкретной задачи существует некоторая предельная величина числа функций N , при превышении которой полученное решение становится неустойчивым и перестаёт отражать реальное угловое распределение амплитуды излучаемого источником сигнала. Степень достижимого уровня превышения критерия Рэлея определяется уровнем шума, точностью измерений, точностью задания характеристик системы измерений и, кроме того, используемой системой функций $g_m(\alpha)$.

Дальнейшее повышение сверхразрешения за счёт увеличения числа используемых функций N возможно только при повышении устойчивости получаемых решений. Наличие априорной информации о решении позволяет повысить устойчивость обратных задач, а иногда и регуляризовать их.

Применение алгебраических методов позволяет достаточно полно использовать предварительную информацию о решении, реализуемую в виде: — выбираемой для построения решения последовательности функций, — выбора расположения, размера и формы исследуемой области локализации источника сигналов в которой вводится система функций $g_m(\alpha)$, — введения дополнительных условий в виде уравнений и неравенств, связывающих коэффициенты разложения по последовательностям функций. Кроме того, на основе этой информации возможен выбор алгоритмов решения для каждого конкретного случая.

Рассмотрим ряд примеров приближённых решений.

3. Результаты численных экспериментов

На математической модели большой плоской эквидистантной АР из 39×39 элементов исследовались и анализировались обратные задачи восстановления радиоизображений исследуемых объектов со сверхразрешением при наличии случайных составляющих в обрабатываемых сигналах.

Задавался источник сигнала, моделировался полезный принимаемый сигнал, шум и, далее, решалась обратная задача получения его радиоизображения при различных отношениях сигнал/шум q двумя способами: 1 — с помощью обычных алгебраических методов [4–8]; 2 — с использованием априорной информации о решении.

Задача 1. Рассматривалась классическая задача, когда источник сигналов представляет собой два одинаковых точечных источника на угловом расстоянии между ними, меньшем ширины ДН $\theta_{0,5}$, т.е. источники не разрешаются на основании критерия Рэлея.

В качестве исходных данных в ходе моделирования использовались значения принимаемого сигнала с добавлением случайной составляющей в виде белого шума — $U(\alpha)$. Далее, на основе известных функций $U(\alpha)$ и ДН $f(\alpha)$ решалась обратная задача.

Вначале решение строилось без использования какой-либо предварительной информации. Первым шагом являлся выбор сектора Ω , в котором расположен источник сигнала. Его границы приближённо оценивались по снижению $U(\alpha)$ в два раза. В дальнейшем, на основании анализа получаемых предварительных решений, границы могли уточняться. В качестве ортогональной в области Ω системы $\{g(\alpha)\}$ были выбраны тригонометрические функции.

В ходе решения задачи исходное угловое расстояние между точечными объектами последовательно уменьшалось, до тех пор, пока возможно было получить удовлетворительное решение с помощью обычных алгебраических методов.

На рис. 1. в виде кривой 2 представлено полученное решение при малом уровне шума. В целом, найденное приближённое решение правильно отражает области расположения отдельных источников, однако его существенный недостаток — появление ложных целей, интенсивность излучения которых сравнима с истинным источником.

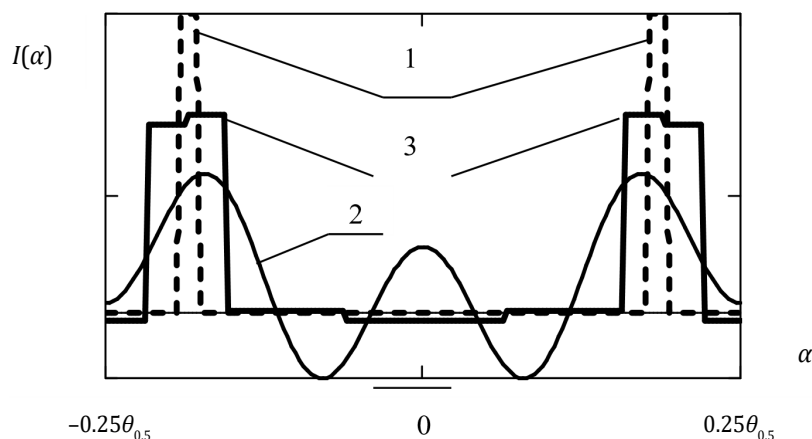


Рис. 1. Радиоизображение источника сигналов. 1 — истинный источник; 2 — восстановленное изображение; 3 — изображение, полученное на основе априорной информации.

В виде 3 на рис. 1 показано решение, найденное при использовании априорной информации об источнике. Заранее было известно, что источником сигналов являются несколько малоразмерных источников.

Эта информация предопределила применение ступенчатых функций при представлении решения. Дополнительная информация, как следует из представленных на рис. 1 результатов, позволила резко повысить качество решения.

На рис. 2 представлено решение той же задачи, но при высоком уровне шума. В виде кривой 4 показан исследуемый сигнал. Кривая 2 — радиоизображение источника, полученное без использования какой-либо предварительной информации о решении. Качество решения существенно ухудшилось, оно оказалось слабо коррелированным с истинным.

Решение на основе ступенчатых функций ухудшилось незначительно — появились ложные цели с небольшой амплитудой, несколько изменилась локализация источников.

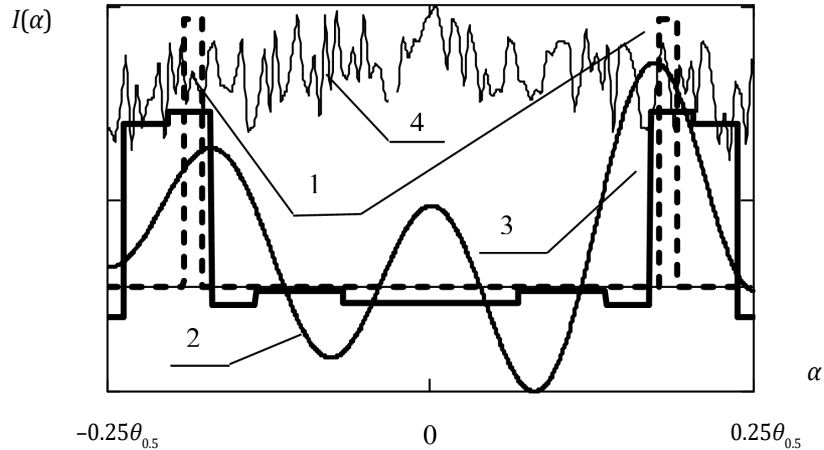


Рис. 2. Радиоизображение источника сигналов при высоком уровне шума. 1 — истинный источник; 2 — восстановленное изображение; 3 — изображение, полученное при использовании априорной информации; 4 — исследуемый сигнал.

Устойчивые решения были получены при отношении сигнал/шум до 16 дБ, т.е. при больших уровнях случайных составляющих, чем допускают известные методы [1–4].

Следует отметить, что все используемые в настоящей работе значения отношения сигнал/шум q относятся не к принимаемым сигналам, а к сигналам после их первичной линейной обработки в целях повышения значения q .

При дальнейшем увеличении уровня шума определение положения целей становится нестабильным. Тем не менее, при статистической обработке многих кривых, полученных в результате серии измерений, возможно получение адекватных решений и при ещё большем уровне случайных составляющих.

Задача 2. Найти радиоизображение двумерного источника сигналов $I(x, y)$ со сверхразрешением по заданной ДН антенной системы и принимаемому сигналу $U(x, y)$ при сканировании по двум углам. Источник представляет собой четыре точечных источника с различными амплитудами на угловом расстоянии между ними, меньшем ширины ДН.

Точечные источники в описываемом случае не разрешаются при прямом наблюдении, т.е. без специальной обработки сигналов.

Представим искомое решение в виде разложения по двумерной системе функций с неизвестными коэффициентами разложения $b_{n,m}$

$$I(x, y) \cong \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^N b_{n,m} g_n(x) g_m(y), \quad (7)$$

где x и y — угловые координаты в прямоугольной системе координат, отсчитываемые от нормали к плоскости расположения точечных источников.

Используя выражение для принимаемого сигнала (1), приходим к СЛАУ

$$\int_{\Theta} U(x, y) \varphi_{j,k}(x, y) dx dy = \sum_{m,n=1}^{\infty} b_{m,n} \int_{\Theta} \varphi_{j,k}(x, y) \varphi_{n,m}(x, y) dx dy, \quad (8)$$

$$\varphi_{n,m}(x, y) = \int_{\Omega} f(x - x', y - y') g_n(x') g_m(y') dx' dy', \quad (9)$$

$$j, k = 1, 2, \dots, N.$$

Исследуемая область Ω ограничена координатами $-\theta_{0.5}/2 \leq x \leq \theta_{0.5}/2$, $-\theta_{0.5}/2 \leq y \leq \theta_{0.5}/2$.

При решении СЛАУ (8)–(9) использовалась априорная информация, что источник представляет собой несколько малоразмерных близко расположенных между собой объектов. Это предопределило использование при представлении решения (7) функций близких к дельта-функциям.

На рис. 3 показано решение на основе функций Гаусса. Горизонтальные оси — углы x и y . Показаны результаты реконструкции изображения наблюдаемого объекта при незначительном уровне шума. Решение получено с помощью последовательного увеличения числа функций, используемых в представлении (7); т.е. с нарастающим сверхразрешением.

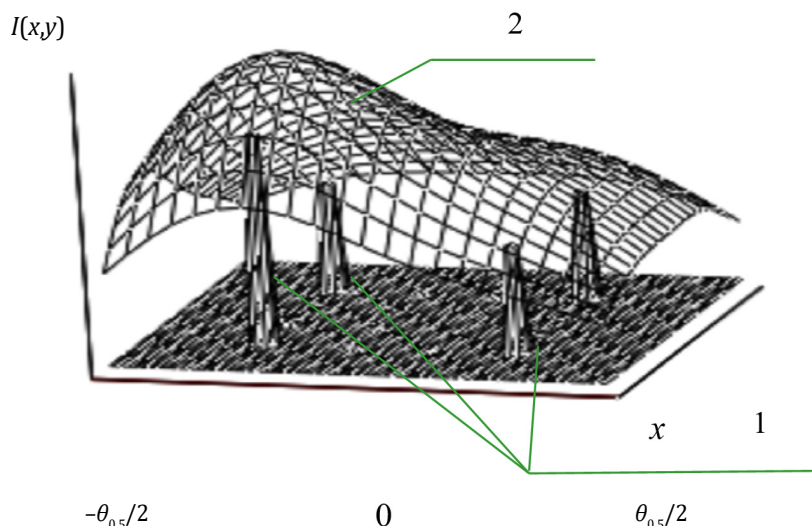


Рис. 3. Двумерное радиоизображение источника сигналов. 1 — найденное расположение и амплитуды сигналов малоразмерных источников; 2 — исследуемый сигнал.

Решение, полученное на основе (8,9), позволяет правильно определить количество объектов и их местоположение. Расположение источников получено с точностью не хуже $0.1 \theta_{0.5}$, амплитуды с погрешностью в пределах 2–5%. Уровень достигнутого сверхразрешения превысил критерий Рэлея в 5–7 раз.

Использование априорной информации о типе источника сигналов с использованием алгебраических методов позволило получить качественное решение двумерной задачи.

При повышении уровня шума степень достигаемого углового сверхразрешения снижается. Как и в одномерном случае сверхразрешение возможно получить до отношений $q \cong 16$ дБ.

Найденные значения амплитуд точечных источников подвержены влиянию шума в большей степени, чем координаты источников, и при значительном шуме ошибки в их значениях иногда возрастают на порядок и более.

Задача 3. Найти радиоизображение источника сигналов $I(\alpha)$ со сверхразрешением, при наличии априорной информации об источнике сигнала в виде комбинации гладкой области и области с большими градиентами интенсивности.

Для решения этой обратной задачи предпочтительнее всего использовать вейвлеты. Вейвлеты могут одновременно описывать общий вид источника и его локальные особенности. Решения на основе вейвлетов $\Psi_{m,n}$ строятся в виде двойного ряда

$$I(\alpha) \cong \sum_{m,n=1}^N b_{m,n} \Psi_{m,n}(\alpha). \quad (10)$$

Выбор конкретного вида и типа вейвлетов в значительной степени зависит от априорной информации об источнике сигнала. В рассматриваемом случае могут быть эффективно использованы МНАТ-вейвлеты или DOG-вейвлеты.

На рис. 4 показаны результаты восстановления источника со сверхразрешением, при использовании DOG-вейвлетов. Тонкая сплошная линия обозначает исходное распределение амплитуды отражаемого сигнала; пунктирная линия показывает восстановленное изображение с использованием 5 вейвлетов, жирная линия — восстановленное изображение с использованием 7 DOG-вейвлетов.

Полученное устойчивое решение с угловым сверхразрешением превышает критерий Рэлея в 5 раз и обеспечивает локализацию источников сигналов с точностью до $\theta_{0.5} / 20$.

Решения, полученные на основе тригонометрических и ступенчатых функций, т.е. без использования априорной информации не позволили получить в этой задаче адекватное радиоизображение источника.

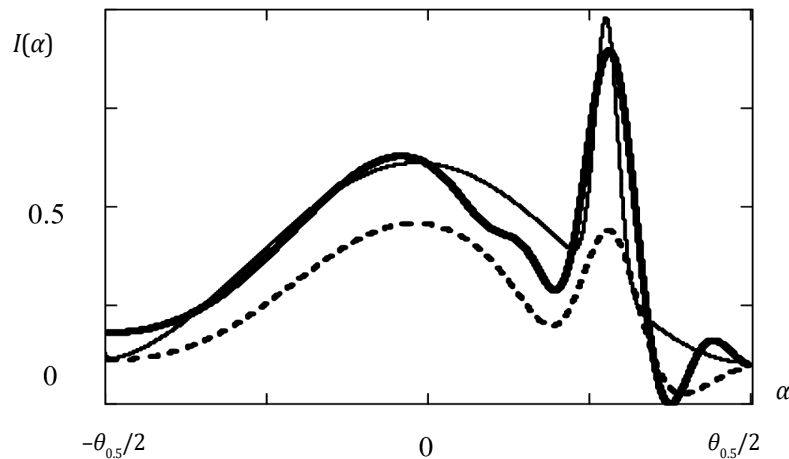


Рис. 4. Восстановленное изображение источника при использовании DOG-вейвлетов.

Численные эксперименты на модели показали, что допустимый уровень помех при полученном уровне сверхразрешения, в 5 раз превышающем критерий Рэлея, составил 15–20 дБ. При превышении критерия в 2–3 раза допустимый уровень шума составил 12–14 дБ.

Таким образом, использование DOG-вейвлетов позволяет получать адекватные радиоизображения объектов с угловым сверхразрешением в большом динамическом диапазоне изменений градиентов амплитуды полезного сигнала.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований в рамках проекта № 17-07-00185а.

Заключение

Развиваемые алгебраические методы обработки сигналов позволяют формировать радиоизображения сложных одно- и двумерных объектов со сверхразрешением. Достигнутое угловое разрешение возрастает при использовании априорной информации о решении и достигает значений в 5–10 раз превышающих критерий Рэлея. Изображения восстанавливаются с относительно небольшими ошибками в значениях интенсивности.

Подтверждено, что степень превышения критерия Рэлея в основном определяется отношением сигнал/шум. Результаты численных исследований показали, что минимально необходимое для получения устойчивого решения со сверхразрешением отношение сигнал/шум при использовании априорной информации составляет 12–16 дБ, что существенно меньше, чем у известных методов.

При отношении сигнал/шум менее 10–11 дБ получить стабильное решение со сверхразрешением не удаётся. Возможно, однако, получение решения со сверхразрешением при наблюдении для отдельных реализаций случайных составляющих в исследуемых сигналах.

Алгоритмы, реализующие представленные методы, относительно просты, и их быстродействие позволяет применять программы на их основе при работе РЛС в режиме реального времени.

Список литературы

1. Park, S. C., Park, M. K., and Kang, M. G. Super-resolution image reconstruction: a technical overview // IEEE Signal Processing Magazine. 2003. Vol. 20(3). P. 21–36.
2. Bertero, M., Boccacci, P. Super-resolution in computational imaging // 2003. Micron, Vol. 34. P. 265–273. DOI: 10.1016/S0968-4328(03)00051-9
3. Лаговский Б. А. Сверхразрешение на основе синтеза апертуры цифровыми антенными решетками // Антенны. 2013. № 6. С. 9–16.
4. Lagovsky, B.A., Samokhin, A.B., and Shestopalov, Y.V. Regression Methods of Obtaining Angular Superresolution // 2019 URSI Asia-Pacific Radio Science Conference (AP-RASC), New Delhi, India. Publisher: IEEE. Conference Paper. 2019.
5. Лаговский Б. А., Самохин А. Б. Устойчивость алгебраических методов восстановления изображений источников с повышенным угловым разрешением // Электромагнитные волны и электронные системы. 2011. № 4. Т.16. С. 6–12.
6. Lagovsky, B.A., Samokhin, A.B. Superresolution in signal processing using a priori information // International Conference Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA). Verona, Italy, 2017. P. 779–783. DOI: 10.1109/ICEAA.2017.8065365
7. Lagovsky, B., Samokhin, A., and Shestopalov, Y. Increasing Effective Angular Resolution Measuring Systems Based on Antenna Arrays // Proceedings of the 2016 URSI International Symposium on Electromagnetic Theory (EMTS), Espoo, Finland, 2016. P. 432–434. DOI: 10.1109/URSI-EMTS.2016.7571418
8. Lagovsky, B.A. Superresolution in signal processing using smart antenna // Progress In Electromagnetics Research Symposium (PIERS). 2017. P. 471–474.

9. *Lagovsky, B.A., Chikina, A.G.* Superresolution in signal processing using a priori information // Progress In Electromagnetics Research Symposium (PIERS). 2017. P. 944–947.
10. *Lagovsky, B. A., Samokhin, A. B., and Shestopalov, Y.V.* Creating Two-Dimensional Images of Objects with High Angular Resolution // 2018 IEEE Asia-Pacific Conference on Antennas and Propagation (APCAP). P. 114–115.
DOI: 10.1109/CRMICO.2014.6959825

Поступила 4 октября 2019 г.

ACHIEVEMENT OF ANGULAR SUPERRESOLUTION BASED ON THE PRIORITY OF KNOWN INFORMATION

B.A. LAGOVSKY, A.B. SAMOKHIN
Russian Technological University (MIREA)

doi: 10.25210/jfop-1904-016022

Angular superresolution allows you to detail images of radar objects, solve the problems of their recognition and identification. We consider incorrectly posed one- and two-dimensional inverse problems of reconstructing a detailed image of objects using algebraic methods with superresolution based on the use of a priori information about the solution. To date, many dozens of papers have been published that describe various approaches to achieving angular superresolution. To date, many dozens of papers have been published that describe various approaches to achieving angular superresolution. Existing methods and decision algorithms are not universal and far from always effective. To obtain acceptable solutions, it is necessary to provide a significantly greater signal to noise ratio than in solving direct problems.

Most methods make it possible to obtain angular superresolution with a signal-to-noise ratio of at least 20–25 dB. Many of the popular methods are ineffective when using ultra-wideband signals. The performance of most algorithms based on them is insufficient for real-time operation. The presented new methods of digital processing of received radar signals use the available various a priori information about the objects of research. Based on this information, the selection and optimization of systems of functions used to represent solutions in the form of decompositions of these systems is carried out, the area of the location of signal sources is specified.

The results of numerical studies show that the presented processing methods make it possible to reconstruct with high accuracy the angular coordinates of individual elements of the objects under study and to obtain the angular distribution of amplitudes of the reflected signals with superresolution. The effective angular resolution achieved in this case is 2–10 times higher than the Rayleigh criterion. The resulting solutions are stable. The minimum necessary signal-to-noise ratio for obtaining adequate solutions with superresolution is 11–15 dB for the described methods, which is significantly less than that of the known methods. With signal-to-noise ratios of less than 10 dB, a stable solution with super-resolution cannot be obtained. It is shown, however, that obtaining a solution with superresolution is possible in this case, but for individual implementations of random components in the signals under study.

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

УДК 620.183.6

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ
ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫХ КОМПЛЕКСОВ
ДЛЯ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ
КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-023033

Бессонов В. Б. — к.т.н., доцент кафедры электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург.
E-mail: vbbessonov@yandex.ru

Ларионов И. А. — ассистент кафедры электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина).
E-mail: silverusion@yandex.ru

Ободовский А. В. — к.т.н., ассистент кафедры электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина).
E-mail: obodovsky@yandex.ru

Аннотация

Представлены особенности создания программно-аппаратных комплексов для микротомографии. Описаны ключевые требования к источникам рентгеновского излучения для микротомографии. Приведены результаты теоретических и экспериментальных исследований факторов, влияющих на качество томографической реконструкции, в том числе: дрейф фокусного пятна по мишени анода рентгеновской трубки, нестабильность мощности дозы рентгеновского излучения, уровень шумов на проекционных данных, нестабильность геометрических параметров схемы съемки, наличие битых пикселей и пикселей с неравномерным коэффициентом усиления на приемнике рентгеновского излучения. Предложены методы компенсации указанных факторов.

Ключевые слова: томография, микротомография, микротомограф, коррекция артефактов, дрейф фокусного пятна, микрофокусная рентгеновская трубка, томографическая реконструкция

Abstract

The features of creating software and hardware systems for microtomography are presented. The key requirements for x-ray sources for microtomography are described. The results of theoretical and experimental studies of factors affecting the quality of tomographic reconstruction are presented, including: drift of the focal spot on the anode target of X-ray tube, instability of the dose rate of x-ray radiation, noise level on the projection data, instability of the geometric parameters of the scheme of shooting, the presence of dead pixels and pixels with nonuniform gain on the receiver of x-ray radiation. Methods of compensating these factors are proposed.

Keywords: tomography, microtomography, microtomograph, artifact correction, focal spot drift, microfocus X-ray tube, CT reconstruction

Томография, как средство диагностики, впервые была использована в конце 60-х — начале 70-х годов прошлого столетия, когда инженером Годфри Хаунсфилдом был изготовлен первый сканер головного мозга. С тех пор томография выделилась в отдельный класс рентгеновских исследований и применяется как в медицинской диагностике, так и при проведении промышленных и научных исследований [1–3]. В последние несколько лет всесторонне развивается метод проведения томографических исследований, получивший название: «микрофокусная рентгеновская компьютерная томография» или «микротомография». В настоящей статье описаны особенности разработки микротомографов на основе личного опыта авторов при создании семейства томографов МРКТ на базе СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

В основе работы микрофокусного рентгеновского компьютерного томографа лежит метод съемки с прямым геометрическим увеличением объекта исследования, позволяющий, при использовании источника излучения с размером эффективного фокусного пятна рентгеновской трубки на уровне от нескольких десятков до нескольких единиц микрометров и менее, в совокупности с геометрией съемки, особенностью которой является расположение объекта исследования как можно ближе к источнику излучения (с учетом геометрии объекта, размеров фокусного пятна и элементарной чувствительной ячейки приемника излучения), получать проекционно увеличенное изображение с высокой пространственной разрешающей способностью [4].

Очевидно, что основными конструктивными узлами прибора являются:

- источник рентгеновского излучения на основе микрофокусной рентгеновской трубки;
- цифровой приемник рентгеновского излучения на основе плоскочувствительного детектора рентгеновского излучения или ПЗС-матрицы (в некоторых случаях — ПЗС-линейки);
- системы позиционирования и вращения объекта исследования;
- средств радиационной защиты, обычно входящих в корпус прибора.

Важное значение имеет также программное обеспечение для обработки проекционных данных, выполнения реконструкции объекта исследования и его трехмерной визуализации.

Наиболее удобно использовать в качестве алгоритма томографической реконструкции метод обратного проецирования с фильтрацией.

Математические основы метода достаточно просты и могут быть проиллюстрированы следующим образом:

$$f(x, y) \approx \sum_i^M P_{\varphi_i} (x \cdot \cos(\varphi_i) + y \cdot \sin(\varphi_i)) \Delta \varphi_i, \quad (1)$$

$$f(x, y) = \int_0^\pi P_\varphi(s) d\varphi, \quad (2)$$

$$s = x \cdot \cos(\varphi_i) + y \cdot \sin(\varphi_i). \quad (3)$$

Следует отметить, что проекционные данные предварительно подвергаются фильтрации для повышения резкости томографических срезов. Схема проведения исследований может быть проиллюстрирована на рис. 1.

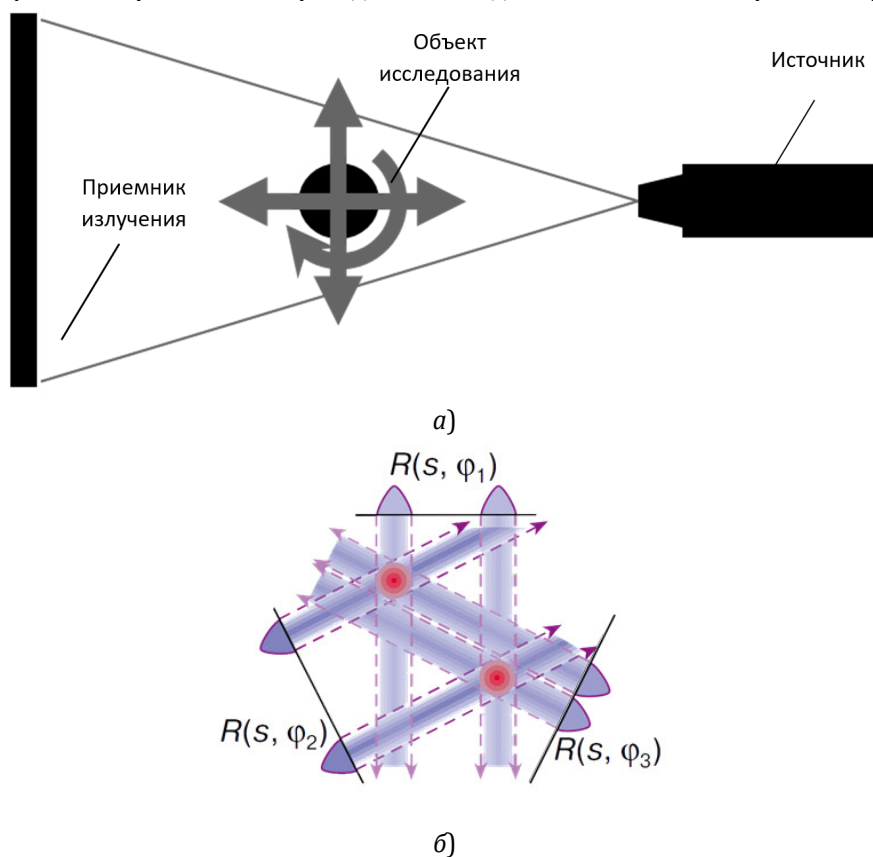


Рис. 1. Схема проведения исследований (а) и обратного проецирования (б).

Целесообразно рассмотреть требования к конструктивным элементам каждой составной части прибора.

Особое место среди компонентов томографической системы занимает микрофокусный источник рентгеновского излучения, т.к. его основные характеристики непосредственно влияют на качество получаемых изображений. К таким характеристикам, в первую очередь, относятся: размер фокусного пятна, диапазон анодного напряжения, максимальная мощность и фокусное расстояние.

Принципиально микрофокусные источники рентгеновского излучения можно разделить на два класса: на основе отпаянной рентгеновской трубки и с постоянной откачкой. Первые являются оптимальными, когда необходимо создать прибор со сравнительно малыми размерами (настольного типа). При этом мак-

симальное анодное напряжение таких трубок составляет 200 кВ [5], а минимальный размер фокусного пятна составляет 3–5 мкм. Вторые, ввиду конструктивных особенностей и необходимости использования вакуумной системы чаще применяются при изготовлении крупногабаритных установок. Однако, их характеристики позволяют получать пространственную разрешающую способность в лабораторных условиях на уровне 0.4–0.5 мкм. Подробнее особенности конструктивных и технических особенностей обоих типов рентгеновских трубок описаны в [6].

Следует отметить, что, по мнению авторов, одной из самых перспективных рентгеновских трубок для микрофотографии является БС-16, изготавливаемая АО «Светлана-Рентген» [7]. Указанная трубка обеспечивает возможность установки максимального анодного напряжения 150 кВ, при этом минимальное фокусное расстояние составляет 1 мм, что позволяет выполнять томографические исследования с коэффициентом увеличения до 100 раз. Внешний вид рентгеновской трубки БС-16 и результаты измерения разрешающей способности по JIMA-тесту приведены на рис. 2.

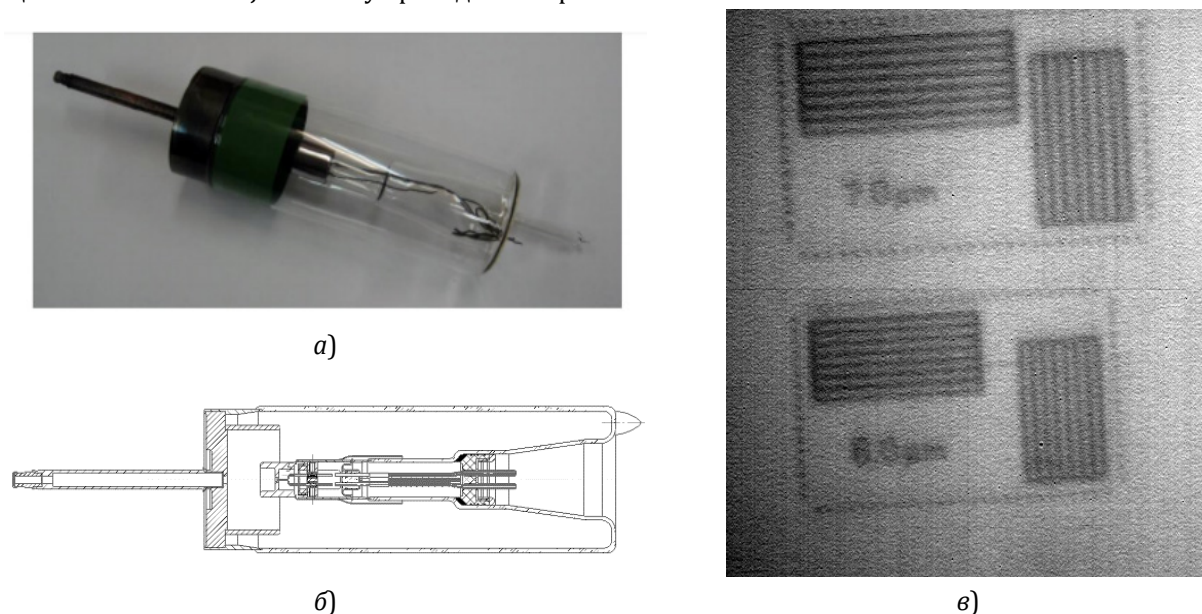


Рис. 2. Рентгеновская трубка БС-16 (а) и её чертеж (б), результаты измерения пространственной разрешающей способности (в).

При сборе проекционных данных в томографии допускается наличие отклонения по стабильности работы высоковольтного источника питания на уровне $\pm 5\%$. С учетом особенностей выполнения математических операций при реконструкции, влиянием изменяющейся во времени мощностью дозы рентгеновского излучения можно пренебречь. Этот факт подтверждается проведенным исследованием, в ходе которого была разработана специализированная компьютерная программа, которая также показывает влияние уровня «шума» на проекционных данных на качество томографической реконструкции. Программа позволяет воссоздавать эффект цифрового зашумления (рис. 3) идеальной томографической проекции для дальнейшего исследования влияния величины данного параметра на качество восстановленного томографического среза.

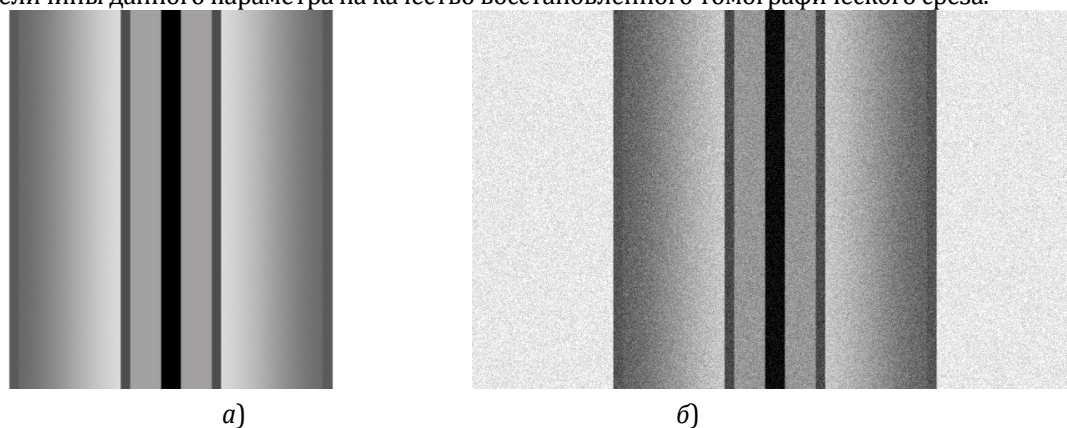


Рис. 3. Добавление на исходное изображение цифрового шума: а) исходная проекция; б) проекция с искусственно добавленным шумом.

Добавление цифрового шума проводилось с использованием следующей зависимости:

$$\Delta = (RND \times k) - \frac{k}{2}, \quad (4)$$

где Δ — значение яркости добавляемое к исходному пикселю изображения; RND — случайная величина в заданном диапазоне; k — коэффициент, позволяющий варьировать общий уровень цифрового шума на изображении. В программе также реализована возможность создания набора томографических проекций с разбросом по интенсивности засветки приемника рентгеновского излучения с задаваемым значением нестабильности источника рентгеновского излучения (рис. 4). Имитация разброса проводилась по следующей зависимости:

$$\Delta = (RND - 0.5) \times k + 1, \quad (5)$$

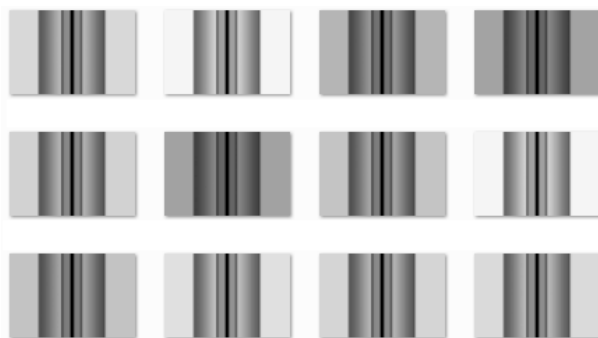


Рис. 4. Серия проекций с имитацией разброса интенсивности излучения.

С помощью написанной программы были созданы наборы томографических проекций с различным уровнем цифрового шума. Наложение шума проводилось с использованием зависимости, представленной выше, где уровень зашумленности определяется коэффициентом k . Далее будут приведены срезы, восстановленные из проекций с различными значениями k . Также, под каждым срезом приводится пример проекции с соответствующим уровнем зашумления (рис. 5).

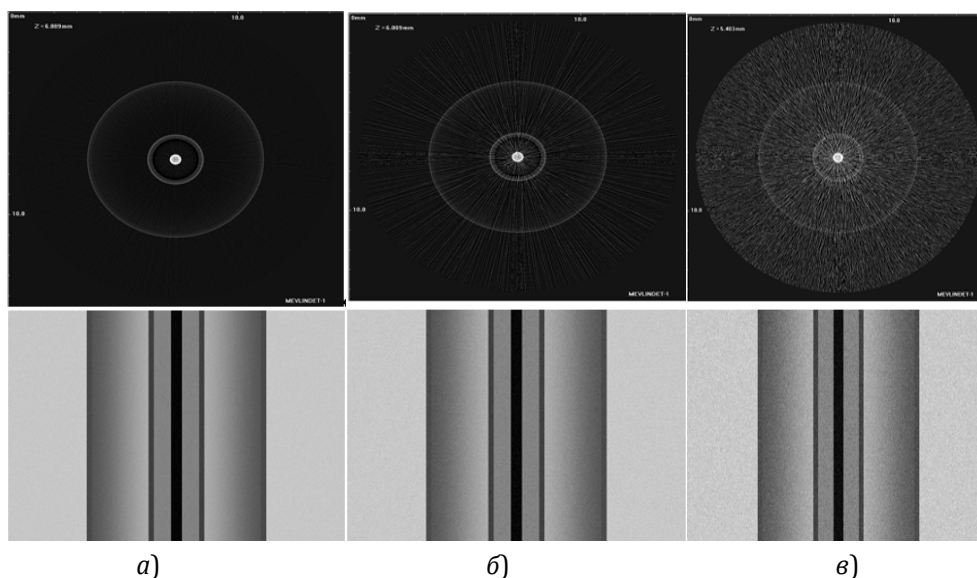


Рис. 5. Оценка влияния цифрового шума на качество реконструкции: а) $k=30$; б) $k=50$; в) $k=100$.

Из представленных выше изображений видно, что даже незначительное наличие цифрового шума на изображении оказывает влияние на качество реконструкции, в связи с чем целесообразно наибольшее внимание уделять его фильтрации при наборе проекционных данных.

При оценке полученных данных стоит обратить внимание на то, что составляющая шума, появляющаяся в ходе реконструкции, принимает разные значения для срезов, восстановленных из одинакового количества проекций, и возрастает по мере увеличения составляющей шума, обусловленной неидеальностью приемников рентгеновского излучения. Отсюда можно сделать вывод о зависимости шума восстановления от шума проекций, что в свою очередь говорит о том, что влияние шума проекций на качество восстановленного среза нелинейно усиливается по мере возрастания его величины.

График, приведенный на рис. 6, наиболее наглядно отражает эту зависимость.

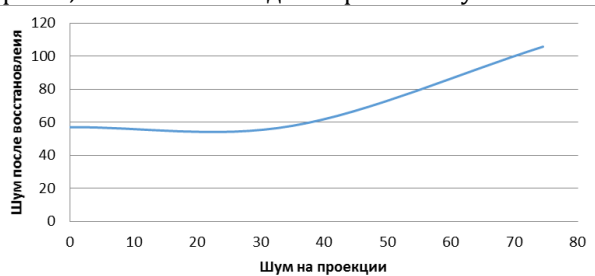


Рис. 6. Зависимость шума проекций на шум восстановления среза.

На рис. 7 представлены результаты моделирования, описывающего неравномерность излучения в ходе набора проекционных данных.

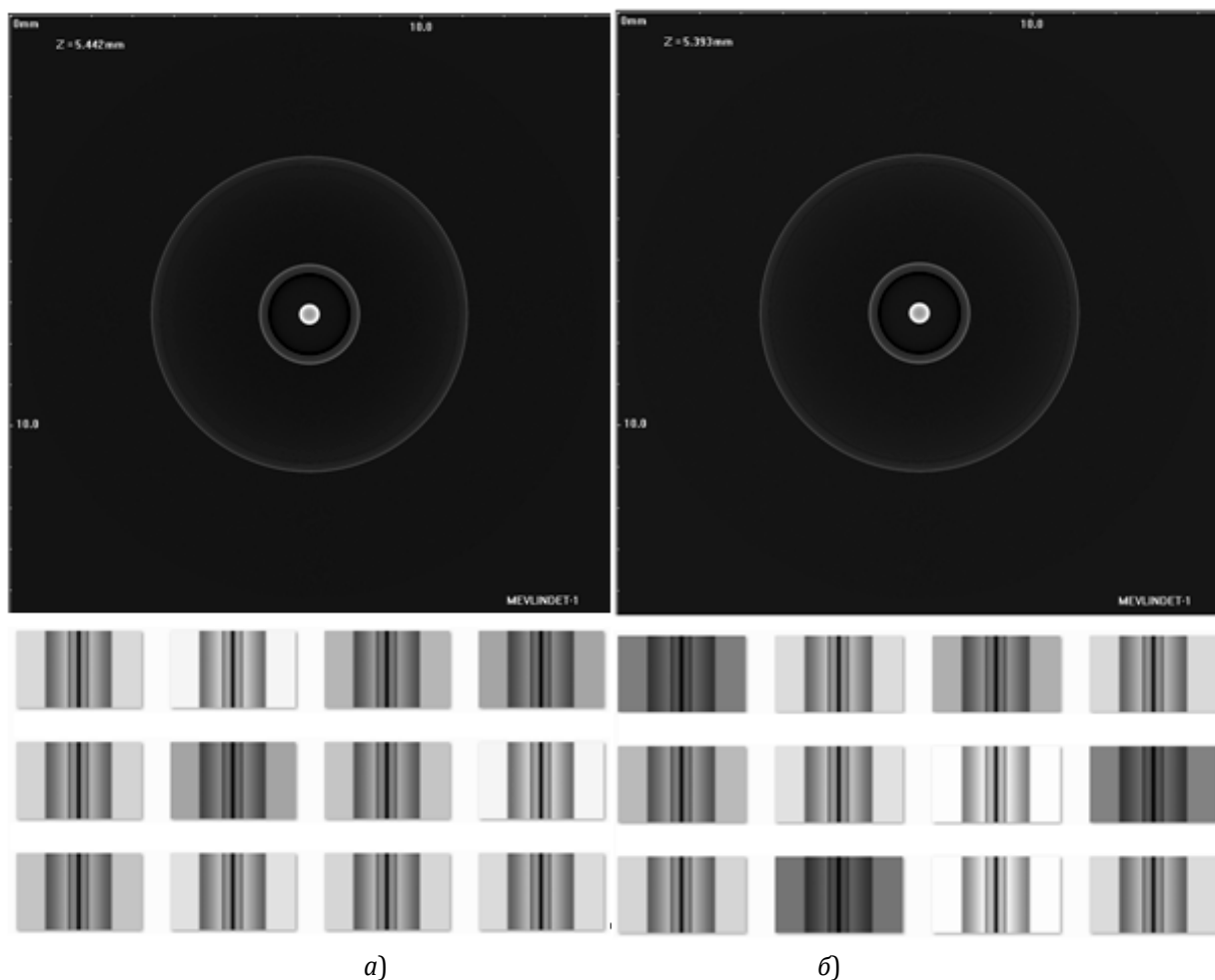


Рис. 7. Оценка влияния неравномерности излучения на реконструкцию.

Данные, представленные на рис. 7, наглядно иллюстрируют, что неравномерность излучения не оказывает существенного влияния на качество реконструкции. Однако, в данном случае следует заметить, что имитация неравномерности производилась в пределах линейного участка кривой динамического диапазона приемника излучения.

Существенное влияние на качество томографической реконструкции оказывает нестабильность положения (дрейф) фокусного пятна рентгеновской трубки по мишени анода, особенно при коэффициентах увеличения изображения более 10.

Для исследования характерных величин смещения фокусного пятна была произведена съемка окончаний двух металлических игл диаметром 0.7 мм, расположенных вплотную друг к другу, с прямым геометрическим увеличением в 200 раз. Съемка производилась при ускоряющем напряжении 115 кВ и анодном токе 20 мкА. Всего было получено 200 снимков с экспозицией по 1 секунде на каждый снимок. Для полученных

изображений производилось определение координат острия каждой иглы и записывалось значение отклонения от первоначального положения. Вычисление величины отклонения фокусного пятна производилось с учетом коэффициента увеличения и размеров пикселя приемника излучения. Результаты расчетов представлены на рис. 8.

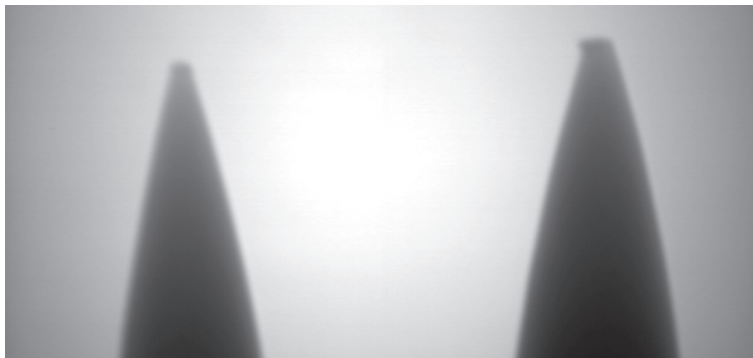


Рис. 8. Рентгеновское изображение двух игл.

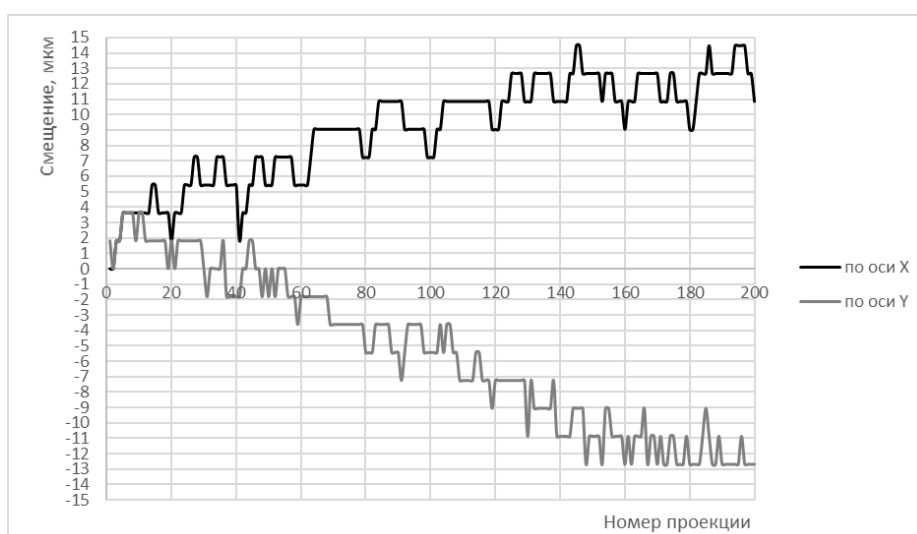


Рис. 9. Зависимость величины смещения фокусного пятна от номера проекции.

Результаты исследований, а также их повторяемость указывает на наличие прямой закономерности величины и направления дрейфа фокусного пятна по поверхности мишени анода. На основании проведенных экспериментов предлагается два способа компенсации дрейфа фокусного пятна:

- использование электромагнитной отклоняющей системы, устанавливаемой на прострельном аноде рентгеновской трубки;
- цифровое смещение изображения после его регистрации с учетом положения реперных точек на исходном снимке.

Также, при коэффициентах увеличения более 20 раз существенное влияние может оказать нагрев пролетной трубы рентгеновской трубки и, как следствие, её локальное удлинение.

Изменение длины ΔL нагреваемого образца можно приблизительно рассчитать по формуле

$$\Delta L = \alpha \times L \times \Delta T, \quad (6)$$

где α — температурный коэффициент линейного расширения (ТКЛР); L — длина образца при начальной температуре; ΔT — изменение температуры.

Длина пролетной трубы составляет 100 мм, что является необходимым для установки и корректной работы системы электромагнитной фокусировки электронного пучка. Эксперименты показали, что изменение температуры анодного узла в процессе получения проекционных данных находится в диапазоне от 55 до 65 градусов. Расчет показывает, что в подобных условиях изменение длины пролетной трубы составляет не менее 100 мкм.

Проверить расчетные данные позволяет изменение коэффициента увеличения изображения, вызываемое изменением длины пролетной трубы анодного узла. Геометрические построения, лежащие в основе метода проверки, показаны на рис. 10.

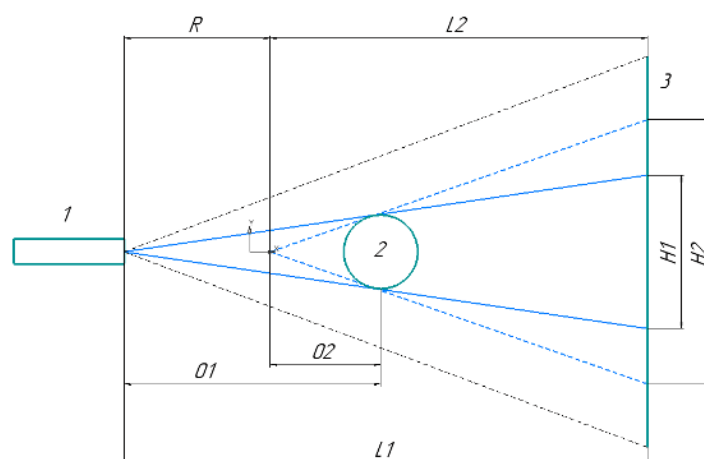


Рис. 10. Схема расчета величины изменения длины анодного узла: 1 — анод и фокусное пятно; 2 — объект исследования; 3 — приемник излучения; $H1$ — размеры увеличенного объекта; $H2$ — размеры увеличенного объекта после изменения длины анода; $L1$ — расстояние от анода до приемника; $O1$ — расстояние от анода до объекта; $L2$ — расстояние от анода до приемника после изменения длины анода; $O2$ — расстояние от анода до объекта после изменения длины анода; R — изменение длины анода.

Примем исходный размер объекта исследования равным $H0$. Применив несколько простых преобразований получаем следующее выражения для вычисления изменения длины анодного узла:

$$R = \frac{O1 \times (H1 - H2)}{H0 - H2}, \quad (7)$$

На рис. 11 представлены результаты съемки минерала (первый и последний кадры набора проекционных данных). На последнем кадре коэффициент увеличения стал больше, что незаметно визуально, однако негативно сказывается на результатах томографической реконструкции.

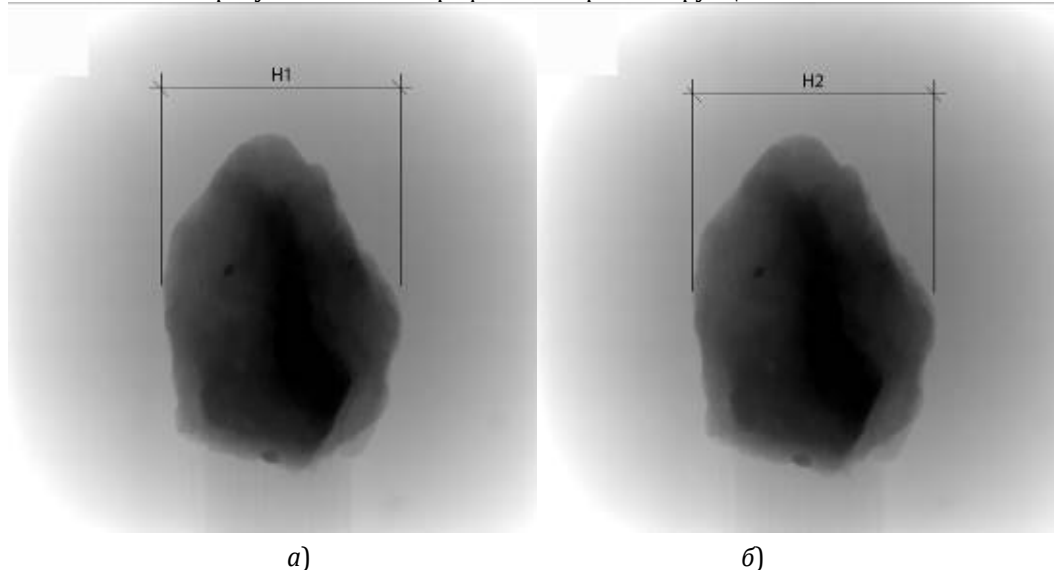


Рис. 11. Результаты изменения длины анода при получении угловых проекций:
а) первый кадр; б) последний кадр.

Вычисления показали, что величина удлинения анодного узла составляет 120 мкм, а это, в пределах погрешности, совпадает с вычисленным ранее значением изменения длины анода при помощи ТКЛР.

Специально сконструированная система водяного охлаждения позволяет решить проблему температурного расширения анодного окончания. Единственным требованием к работе аппарата является необходимость краткосрочного предварительного прогрева для стабилизации температуры. Эксперименты показали, что при использовании системы охлаждения температура достигает насыщения уже в течение 2 минут с момента включения рентгеновского аппарата. На рис. 12 представлены временные зависимости температуры анодного узла увеличения до (а) и после (б) добавления системы охлаждения.

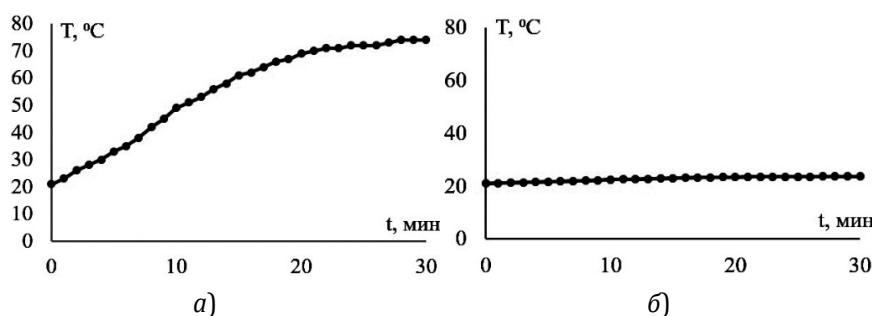


Рис. 12. Графики временной зависимости температуры анода без охлаждения (а) и с охлаждением (б).

Кроме стабилизации температурного расширения материала анода, применение системы охлаждения позволяет повысить максимальную мощность, подводимую к мишени рентгеновской трубки в непрерывном режиме работы и, следовательно, сократить время сбора угловых проекций объекта исследования. Кроме того, увеличение мощности дозы в плоскости приемника излучения снижает отношение сигнал/шум, что повышает качество и информативность получаемых проекций и томографических срезов.

Кроме факторов, связанных непосредственно с источником рентгеновского излучения имеются и другие особенности, которые необходимо учитывать при разработке томографических систем, например:

- угол наклона оси вращения объекта исследования относительно перпендикуляра к направлению распространения излучения;
- положение точки фокуса относительно центра активной области детектора рентгеновского излучения (смещение горизонтальной плоскости);
- смещение оси вращения относительно оси, соединяющей точку фокуса с центром детектора (смещение вертикальной плоскости);
- наличие «битых пикселей» на детекторе рентгеновского излучения, что приводит к наличию кольцевых артефактов.

Все четыре фактора устраняются программным способом. Однако особо следует остановиться на четвертом пункте — коррекции кольцевых артефактов.

Картина «чистого поля» детектора, иллюстрирующая наличие разного отклика на воздействие рентгеновского излучения приведена на рис. 13.

Для компенсации этого эффекта применяется калибровка по усилению, которая выполняется при отсутствии каких-либо объектов перед детектором. Однако очевидно, что при наличии объекта исследования, с учетом нелинейной зависимости яркости свечения сцинтиллятора от интенсивности падающего на него рентгеновского излучения (динамический диапазон) описанная картина будет проявляться на изображении, хоть и в значительно меньшей степени. Реконструкция томографических изображений в таком случае может быть продемонстрирована на рис. 14. Конечно, для иллюстрации кольцевых артефактов выбран предельный случай и, обычно, их влияние существенно ниже, однако они все равно существенно затрудняют восприятие результатов исследований и их количественный анализ.

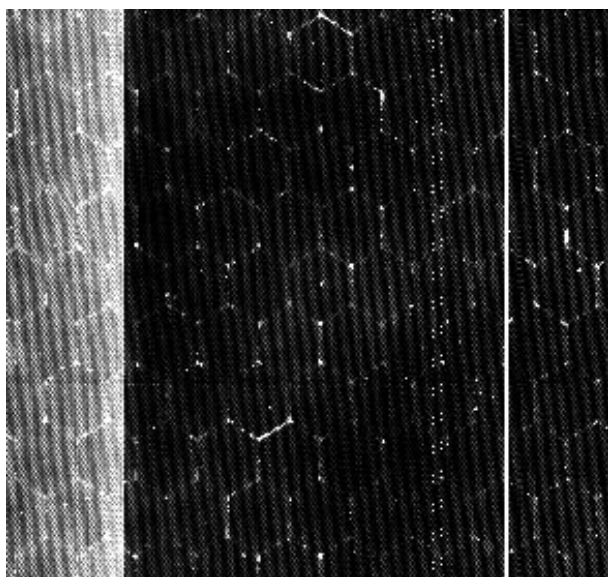


Рис. 13. К иллюстрации неравномерности яркости отдельных пикселей.

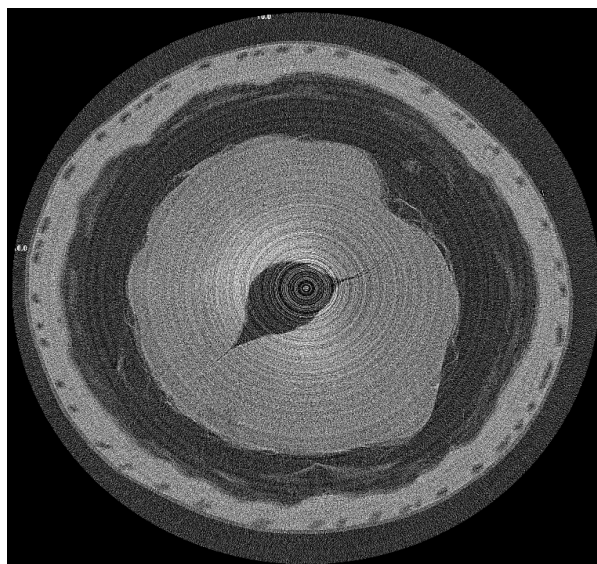


Рис. 14. Томографический срез с кольцевыми артефактами.

Для коррекции кольцевых артефактов может быть использован следующий метод.

На первом этапе выполняется суммирование изображений. Из всего набора проекций, сделанных в угловом диапазоне, вычисляется среднее проекционное изображение, принимая среднее значение в каждом пикселе по всем проекциям вдоль угла поворота:

$$\bar{I}(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N I_k(i, j),$$

$$i = 0, 1, \dots, (N_x - 1), \quad j = 0, 1, \dots, (N_y - 1),$$

где N — количество проекций, N_x и N_y — число пикселей в проекции по соответствующей координате.



Рис. 15. Блок схема метода суммирования изображений.

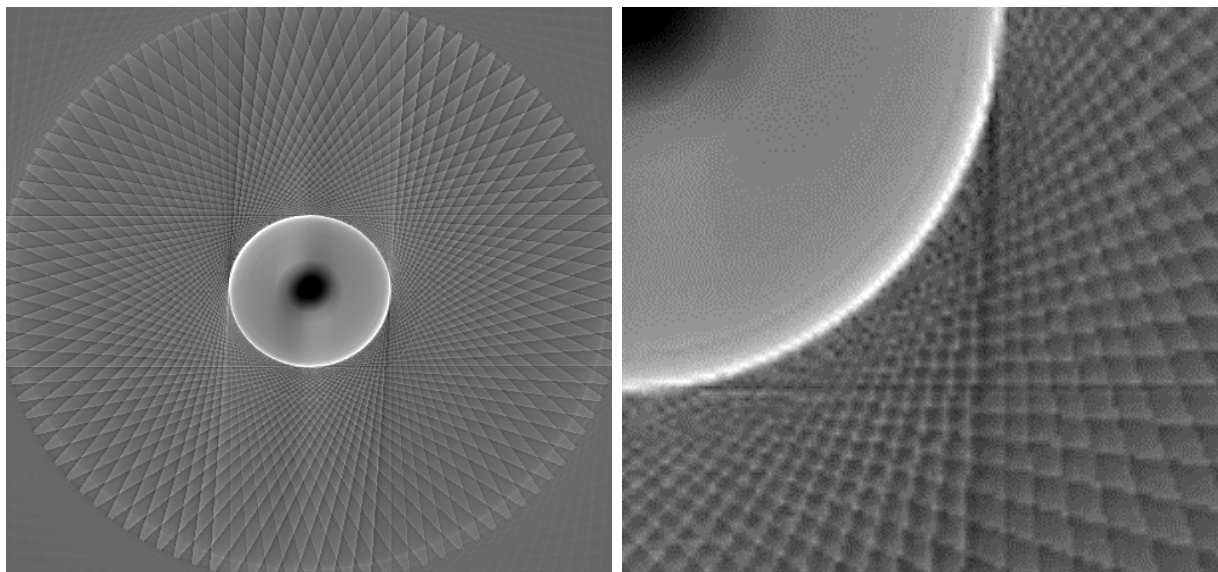


Рис. 16. Восстановленный срез без коррекции кольцевых артефактов.

Следующим шагом является применение операции свёртки к полученному среднему проекционному изображению. Часто свёртка изображения по какой-либо функции называется применением фильтра к изображению. Так как дефектный пиксель создает на изображении резкое изменение яркости, то целесообразно применить фильтр низких частот, который ослабляет высокие частоты, одновременно пропуская низкие. Под низкими частотами понимают плавное изменение яркости пикселей, тогда как высоким частотам соответствует резкое изменение яркости пикселей. Упрощенный алгоритм программы, демонстрирующей метод суммирования изображений представлен на рис. 15.

Пример результатов работы алгоритма представлен на рис. 16. Результаты показывают, что работа метода: во-первых, до пренебрежимо малых значений уменьшая яркость колец; во-вторых, не приводит к сколько-нибудь заметному искажению изображения.

После применения коррекции кольцевые артефакты на восстановленном изображении практически полностью устранены (см. рис. 17).

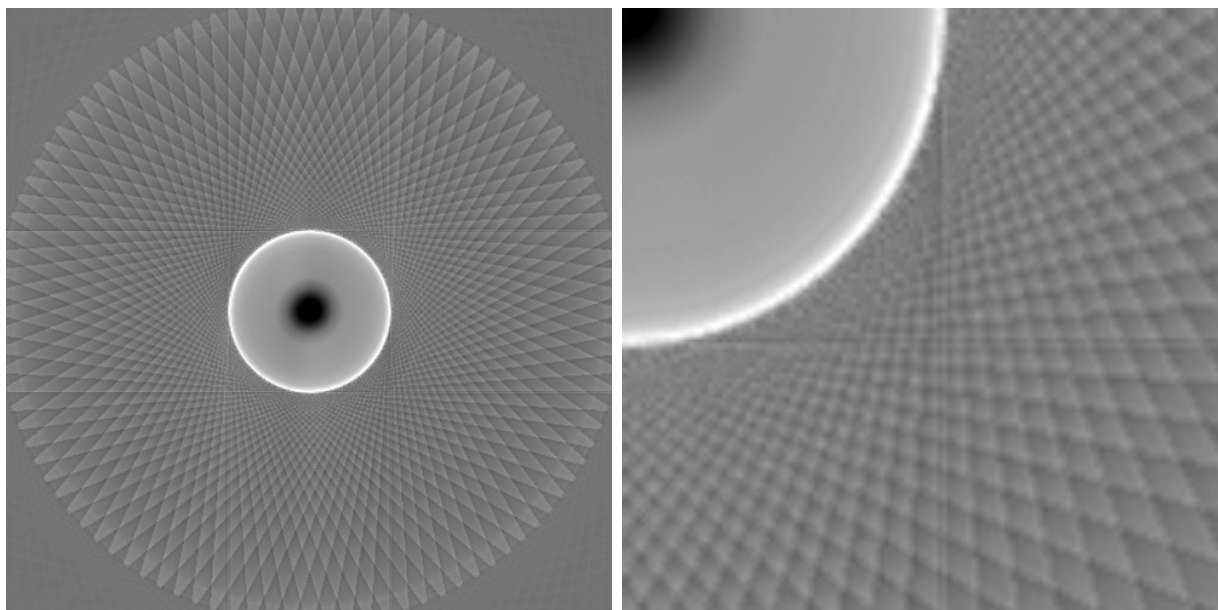


Рис. 17. Восстановленный срез с коррекцией кольцевых артефактов.

Все описанные особенности изучены и учтены при создании семейства микрофокусных рентгеновских томографов МРКТ-04, а также программного обеспечения «MicroCT» (см. рис. 18).

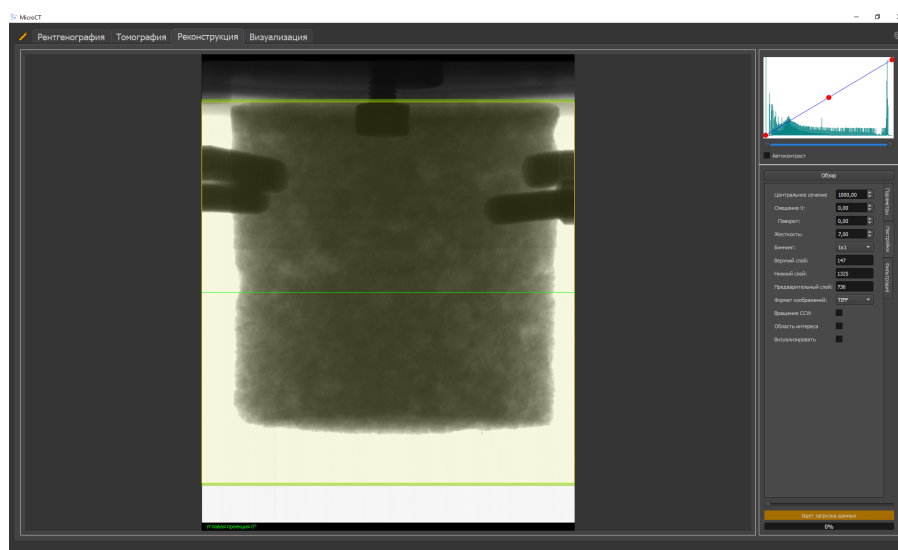


Рис. 18. Рабочее окно программы «MicroCT».

Учет вышеописанного позволяет добиться пространственного разрешения при реконструкции на уровне 3-5 мкм, что является лучшим показателем для томографических систем настольного типа.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках проекта № 19-37-90098.

Список литературы

1. Arkhipov, M.V., Priyatkin, N.S., Guskova, L.P., Potrakhov, N.N., Gryaznov, A.Yu., Bessonov, V.B., Obodovskii, A.V., and Staroverov, N.E. X-Ray Computer Methods for Studying the Structural Integrity of Seeds and Their Importance in Modern Seed Science // TECHNICAL PHYSICS. 2019. T. 64. Vol. 4. P. 582-592. DOI: 10.1134/S1063784219040030
2. Loyer, J., Murphy, E., Ruppe, M., Moiseyev, V., Khartanovich, V., Zammit, J., Rottier, S., Potrakhov, N., Bessonov, V., and Obodovskiy, A. Co-morbidity with hypertrophic osteoarthropathy: A possible Iron Age Sarmatian case from the Volga steppe of Russia // International Journal of Paleopathology 2019. Vol. 24. P. 66-78. DOI: 10.1016/j.ijpp.2018.09.007
3. Obodovskiy, A.V., Bessonov, V.B., and Larionov, I.A. Features of the practical application of microfocus x-ray tomograph in biomedical engineering // AIP Conference Proceedings. 2019. Vol. 2140. No. 020049. DOI: 10.1063/1.5121974
4. Blinov, N.N., Vasilyev, A.Y., Bessonov, V.B., Gryaznov, A.Y., Zhamova, K.K., Potrakhov, E.N., and Potrakhov, N.N. Effect of X-Ray Tube Focal Spot Size on Radiovisiograph Resolution // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 48. I. 2. P. 58-61
5. Potrakhov, N.N., Podymskii, A.A., Bessonov, V.B., Obodovskii, A.V., Gryaznov, A.Y., Potrakhov, E.N., and Zhamova, K.K. 0.2BPM64-200 microfocus X-ray tube for projection radiography // Russian Journal of Nondestructive Testing. 2017. Vol. 53. Iss. 3. P. 227-230. DOI: 10.1134/S106183091703007X
6. Потрахов Н.Н., Бессонов В.Б., Ободовский В.В., Грязнов А.Ю., Клонов В.В., Мазуров А.И. Установки для рентгеновского контроля (обзор) // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. 2019. Т. 85. № 10. С. 35-42. DOI: 10.26896/1028-6861-2019-85-10-35-42
7. Подымский А.А., Потрахов Н.Н. Микрофокусные рентгеновские трубки нового поколения // Контроль. Диагностика. 2017. № 4. С. 4-8. DOI: 10.14489/td.2017.04.pp.004-008.

Поступила 21 октября 2019 г.

FEATURES OF THE DEVELOPMENT OF SOFTWARE AND HARDWARE SYSTEMS FOR MICROCT

V.B. BESSONOV, I.A. LARIONOV, AND A.V. OBODOVSKY
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

doi: 10.25210/jfop-1904-023033

The article describes the features that should be taken into account in the development of microfocus X-ray tomographs. This information based on the experience of the authors obtained in the creation of the MRCT series microtomographs.

The main components of the device are:

- An X-ray source based on a microfocal X-ray tube;
- A digital X-ray receiver based on a flat panel X-ray detector or CCD array sensor (in some cases CCD line sensor);
- Positioning and rotation systems of the object of investigation;
- Protection from radiation, usually included in the device housing;
- Specialized software.

In general, the research scheme involves axial rotation of the object, which removed from the X-ray detector to provide a projection magnification, with successive X-ray imaging at some discrete angle. The characteristics of the X-ray tube of the microtomograph are important, in particular the size of the focal spot and the focal length.

The quality of the results of the studies is also influenced by: the signal-to-noise ratio on the projection data, the drift of the focal spot of the X-ray tube at the projection magnification value of more than 10, the stability of the survey geometry, the uniformity of the response of elementary sensitive areas of the X-ray detector to the intensity of the X-ray radiation and others.

A large part of these factors can be compensated by software correction, the main approaches to which are described in the article.

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

УДК 620.183.6

МЕТОД ПОВЫШЕНИЯ РЕЗКОСТИ И КОНТРАСТНОСТИ ДЕТАЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-034037

Грязнов А. Ю. — д.т.н., проф., кафедра Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург. E-mail: aygryaznov@etu.ru

Гук К. К. — к.т.н., ассистент, кафедра Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина). E-mail: kzhamova@gmail.com

Староверов Н. Е. — аспирант, кафедра Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина). E-mail: nestaroverov@etu.ru

Холопова Е. Д. — аспирант, кафедра Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина). E-mail: edholopova@etu.ru

Аннотация

Рассмотрен алгоритм повышения резкости и контрастности деталей рентгеновских изображений, основанный на математической морфологии и высокочастотной фильтрации изображения. Показано, что применение алгоритма позволяет значительно повысить резкость и контрастность деталей рентгеновских изображений, при этом практически не увеличивая шум на изображении. Проведено исследование разработанного алгоритма на выборке из 100 рентгеновских изображений. В 84% случаев при помощи алгоритма удалось увеличить резкость деталей изображения.

Ключевые слова: микрофокусная рентгенография, математическая морфология, высокочастотная фильтрация

Abstract

The article considers an algorithm for sharpening and contrasting parts of X-ray images, based on mathematical morphology and high-frequency image filtering. It is shown that the application of the algorithm can significantly increase the sharpness and contrast of the details of x-ray images, while practically not increasing the noise in the image. A study of the developed algorithm on a sample of 100 X-ray images was carried out. In 84% of cases, using the algorithm, it was possible to increase the sharpness of image details.

Keywords: microfocus X-ray, mathematical morphology, high-frequency filtering

Введение

В настоящее время цифровая обработка изображений является динамично развивающейся областью науки. Несмотря на то, что на данный момент многие работы направлены на сегментацию изображений или поиск объектов на изображении, улучшение изображений (повышение резкости и контрастности деталей изображения) остается актуальной задачей. Повышение резкости деталей изображения позволяет в ряде случаев скомпенсировать неверно выбранный режим рентгенографии и получить информативный снимок.

В алгоритме повышения резкости и контрастности деталей рентгеновских изображений были использованы фильтрация в частотной области и морфологическая обработка изображения (операция дилатации). Основная идея метода — усиление резкости изображения путем увеличения перепада яркостей на границах объектов на изображении без увеличения шума. Осуществить подобную операцию можно сложением исходного изображения и результата высокочастотной фильтрации при одновременном вычитании результата дилатации.

Алгоритм состоит из следующих шагов:

- Высокочастотная фильтрация изображения.
- Морфологическое наращивание изображения, полученного в пункте 1.
- Вычитание из изображения, полученного в пункте 1, изображения, полученного в пункте 2.
- Получение результирующего изображения наложением исходного изображения на изображение, полученное в пункте 3.

Для высокочастотной фильтрации вычислялся Фурье-образ изображения, затем выполнялось его изменение, после чего вычислялось обратное преобразование Фурье.

В предложенном алгоритме изменение Фурье-образа изображения выполнялось при помощи его умножения на функцию высокочастотного фильтра Гаусса. Двумерное преобразование Фурье осуществлялось по формуле

$$F(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \exp(-i2\pi(ux/M + vy/N)), \quad (1)$$

где M и N — размеры изображения. Ядро фильтра Гаусса было определено при помощи формулы

$$H(u,v) = 1 - \exp(-D^2(u,v)/2D_0^2), \quad (2)$$

где D_0 — частота среза фильтра.

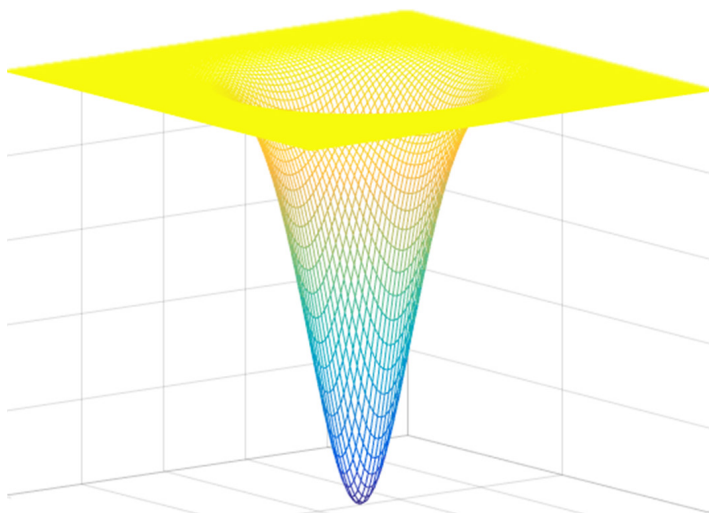


Рис 1. Спектр высокочастотного фильтра Гаусса.

В результате фильтрации подавляются низкие частоты, соответствующие медленному изменению яркости, и остаются неизменными высокие частоты, соответствующие резким перепадам яркости.

Следующим шагом алгоритма является морфологическое наращивание (дилатация) изображения, полученного высокочастотной фильтрацией (математическая морфология — это набор методов работы с геометрическими структурами, основанных на математической топологии и теории множеств.

Дилатация множества A по множеству B — множество всех перемещений, при которых множества B и A совпадают по меньшей мере в одном элементе. То есть границы объектов на изображении после дилатации увеличатся в размерах.

Для морфологического наращивания используется структурный элемент, имеющий форму квадрата и длину стороны 3 пикселя. После выполнения данной операции диаметр всех объектов на изображении увеличивается на 2 пикселя.

Далее из изображения, полученного высокочастотной фильтрацией и умноженного на коэффициент (в зависимости от параметров изображения значение коэффициента варьируется от 1.5 до 1.8), вычитается изображение, полученное морфологическим наращиванием. На результирующем изображении все объекты будут иметь двойные контуры: внутренний контур, пиксели которого имеют большую яркость, чем яркость пикселей объекта, и внешний контур, пиксели которого имеют меньшую яркость, чем пиксели объекта. Это дополнительно увеличивает резкость и контрастность мелких деталей изображения, так как двойные контуры дополнительно усиливают перепад яркости на границах объектов на изображении.

На последнем этапе обработанное изображение складывается с исходным изображением, в результате происходит усиление резкости и контрастности деталей изображения. На рисунке 2 представлены микрофокусная рентгенограмма зуба до и после применения алгоритма. Видно, что резкость изображения и контраст мелких деталей существенно увеличились, при этом визуально не наблюдается значительного усиления шума. Применение предложенного алгоритма позволяет более точно визуализировать систему корневых каналов, определить наличие дентиклей в каналах; получить более резкие контуры коронковой части зуба и его корня.

Одним из основных достоинств разработанного алгоритма является возможность одновременно увеличить контраст деталей, лежащих в различных областях диапазона яркостей. Увеличение контраста становится возможным благодаря образованию двойных контуров, как упоминалось ранее. На рис. 3 представлена рентгенограмма кисти человека. Применение предложенного алгоритма позволяет увидеть на снимке контрастно одновременно и мягкие и костные ткани. Также следует отметить повышение резкости на полученном снимке.

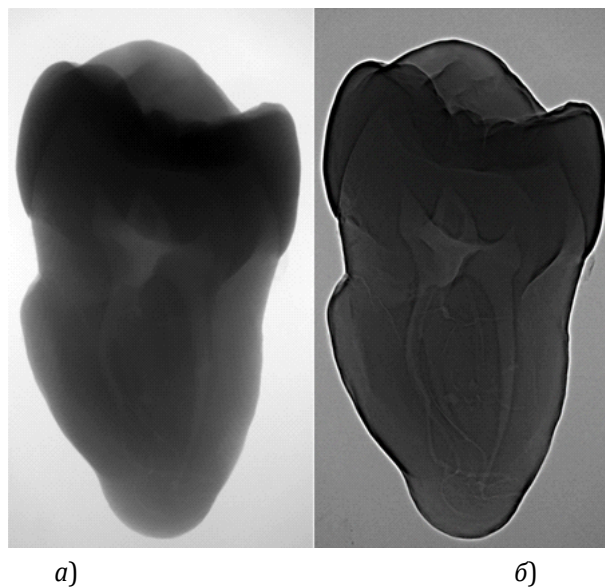


Рис. 2. Микрофокусная рентгенограмма зуба до (а) и после (б) применения алгоритма.



Рис. 3. Микрофокусная рентгенограмма кисти до (а) и после (б) применения алгоритма.

Для проверки работоспособности метода он был испытан на выборке из 100 различных микрофокусных рентгеновских снимков. В результате удалось добиться заметного увеличения резкости и контрастности деталей на 84% выборки, что является удовлетворительным результатом. Помимо рентгенографии разработанный метод был апробирован на проекционных данных микрофокусной рентгеновской томографии где также показал удовлетворительный результат, улучшив резкость и контраст проекционных данных.

Заключение

В результате выполнения исследования был разработан алгоритм повышения резкости и контрастности деталей рентгеновских изображений.

Проведено исследование разработанного алгоритма на выборке из 100 рентгеновских изображений. В 84% случаев при помощи алгоритма удалось увеличить резкость деталей изображения.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта 19-37-90015.

Список литературы

1. Потрахов Н.Н. Исследование и разработка методов микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии / Спб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2008. 217 с.
2. Потрахов Н. Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий. 2007. № 3. С. 167-169.
3. Staroverov N.E., Kholopova E.D., Gryaznov A. Yu., and Zhamova K.K. Development of digital processing method of microfocus X-ray images // Journal of Physics: Conference Series. 2017. Vol. 808. P. 1-4.
DOI: 10.1088/1742-6596/808/1/012001

4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений / М.: Техносфера, 2006. 1104 с. ISBN 978-5-94836-331-8
5. Sobel, I., Feldman, G. A 3x3 Isotropic Gradient Operator for Image Processing. Pattern Classification and Scene Analysis. 1973. P. 271–272.
6. Vincent, L. Morphological grayscale reconstructions in image analysis: applications and efficient algorithms // IEEE Trans. of Image processing. 1993. Vol. 2. P. 176–201.

Поступила 21 октября 2019 г.

METHOD FOR SHARPENING AND CONTRASTING DETAILS OF X-RAY IMAGES

A.YU. GRYAZNOV, K.K. GUK, N.E. STAROVEROV, AND E.D. KHOLOPOVA

State Electrotechnical University «LETI»

doi: 10.25210/jfop-1904-034037

The article discusses a new method for increasing the sharpness and contrast of microfocus x-rays. In the algorithm for sharpening and contrasting parts of X-ray images, filtering in the frequency domain and morphological image processing (dilatation operation) are used. The main idea of the method is to increase image sharpness by increasing the brightness difference at the boundaries of objects in the image without increasing noise. This is done by adding the original image and the result of high-pass filtering while subtracting the result of morphology dilation. For high-frequency filtering, the Fourier transform of the image was calculated, then its change was performed, and the inverse Fourier transform was calculated. For morphological dilation, a structural element is used, having the shape of a square and a side length of 3 pixels.

As a result of applying the algorithm in the resulting image, all objects will have double contours: the inner path, the pixels of which have a higher brightness than the brightness of the pixels of the object, and the outer path, the pixels of which have a lower brightness than the pixels of the object. This further increases the sharpness and contrast of small parts. One of the main advantages of the developed algorithm is the ability to simultaneously increase the contrast of parts lying in different areas of the brightness range.

The developed method was tested on a sample of 100 microfocus X-rays. A significant increase in sharpness and contrast of details was noted by 84% of the images, which is a satisfactory result. In addition to radiography, the developed method was tested on the projection data of microfocus X-ray tomography where it also showed a satisfactory result, improving the sharpness and contrast of the projection data.

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

УДК 621.386.12

ИСТОЧНИК ИМПУЛЬСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ И СПОСОБ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ НА ЕГО ОСНОВЕ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-038047

Гребенщиков В. В. — директор по научной работе, ООО «ИндиКом». E-mail: grebvlv@yandex.ru

Дмитриев А. С. — инженер, ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», магистр каф. Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург. E-mail: as_dmit@mail.ru

Нечаев А. И. — нач. отдела ОАО «НИИЭС», Санкт-Петербург. E-mail: a_nechaev@rambler.ru

Потрахов Н. Н. — д.т.н., проф., зав. каф. Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина). E-mail: kzhanova@gmail.com

Тимофеев Г. А. — аспирант каф. Электронных приборов и устройств, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина); инженер, ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». E-mail: gennady92@gmail.com

Аннотация

Известно, что беспроводная передача данных в настоящее время осуществляется преимущественно в радио и СВЧ диапазонах электромагнитного излучения. Также достаточно успешно используются лазерные системы связи, позволяющие, в том числе в условиях Космоса, выйти на новые скорости и объемы передачи данных. В последнее время возобновлены работы по освоению еще более высокочастотного, рентгеновского, диапазона для передачи информации. Данная статья посвящена теоретическому и практическому исследованию системы передачи данных в рентгеновском диапазоне на основе отечественной рентгеновской трубки с фотокатодом, а также поиску способов улучшения ее характеристик.

Ключевые слова: рентгеновская трубка с фотокатодом, система передачи информации, импульсное рентгеновское излучение

Abstract

It is known that wireless data transmission is currently carried out mainly in the radio and microwave ranges of electromagnetic radiation. Also, laser communication systems successfully using in our time, allowing in space conditions to reach new speeds and volumes of data transfer. Recently, work has been resumed the development of X-ray systems, working at higher frequency range for transmitting information. This article is devoted to theoretical and practical study of the data transmission system in the x-ray range based on the x-ray tube with a photocathode, as well as the search for ways to improve its characteristics.

Keywords: X-ray tube with photocathode, pulse x-ray source, x-ray communication system

Введение

В настоящее время рентгеновские системы связи недостаточно широко используются. В основном это можно объяснить повышенной радиационной опасностью излучения и успешным применением радио и оптических систем связи, удовлетворяющим практически все потребности современного общества.

Однако перспективы развития систем передачи информации в рентгеновском диапазоне обусловлены свойствами данного диапазона электромагнитного излучения. Существует ряд теоретических особенностей, которые позволяют рентгеновским системам связи (РСС) конкурировать с радиотехническими и оптическими системами в некоторых областях применения.

Использование в РСС более высокой несущей частоты излучения открывает новые потенциальные возможности каналов связи:

- увеличения пропускной способности канала связи;
- уменьшение длины волны позволяет увеличить степень фокусировки излучения и тем самым повысить дальность передачи информации, например, в Космосе;
- повышенной проникающей способности и помехозащищенности, например, известные возможности работы через металлический корпус и плазму спускаемого космического аппарата.

Наиболее рациональными областями применения РСС, а также навигационных рентгеновских систем, по предварительной оценке, могут быть:

- связь группы космических аппаратов, в том числе маневрирующих;

- связь в Дальнем Космосе;
- связь со спускаемыми космическими аппаратами и другими высокоскоростными объектами, окруженными облаком плазмы, непрозрачной для радиоизлучения;
- навигация космических аппаратов по искусственным источникам рентгеновского излучения;
- системы стыковки космических аппаратов и системы посадки на планеты, спутники и астероиды.

Таким образом, применение РСС в космонавтике имеет большие перспективы. Одновременно они могут найти применение в других областях техники, промышленности, научных исследованиях.

В настоящее время научные исследования РСС проводятся на кафедре Электронных Приборов и Устройств СПбГЭТУ «ЛЭТИ» [1]. Это стало возможным благодаря совместной разработке ЦНИИ «Электрон» и ЗАО «Светлана-Рентген» рентгеновской трубки с фотокатодом (ФРТ) [2].

Технические характеристики ФРТ позволяют проводить исследования РСС, аналогичные зарубежным проектам. Например, в США ведутся активные работы по исследованию и разработке техники и технологий рентгеновской связи и навигации. Сконструирована экспериментальная установка для обеспечения рентгеновской связи, на которой проведены успешные эксперименты по передаче аудиоинформации [3]. Работы ведутся специалистами центра GODDARD NASA и финансируются NASA и DARPA. В 2018 году NASA планировало провести на американском сегменте МКС эксперимент по рентгеновской связи и дальнометрии. На данный момент эксперимент успешно завершен, расстояние между рентгеновским передатчиком и приемником составило 50 м. По мнению специалистов NASA, в перспективе средства космической рентгеновской связи смогут работать на расстоянии в миллиарды километров, а скорость передачи достигнет единиц Гбит/с.

В настоящее время скорость приёма-передачи данных по радиоканалам от удалённых космических аппаратов десятки КБит/сек, например, марсоход (расстояние между Землей и Марсом составляет 401 миллион километров) передает не более 3.2 КБит/сек [4].

В качестве примера того, как новые технологии могут повлиять на системы дальней связи в космосе, можно взять пример перехода от радио к лазерной связи в космосе. Самой высокой скоростью межпланетной передачи данных может похвастаться обладает аппарат Mars Reconnaissance Orbiter, вышедший на орбиту Марса 10 марта 2006 года. Он оснащен 100-ваттным передатчиком с трехметровой параболической антенной и может передавать информацию на скорости до 6 мегабит в секунду [5]. Доставить к Марсу более крупный и мощный передатчик пока затруднительно.

Источник импульсного рентгеновского излучения

Любая система передачи информации должна включать в себя передатчик и приемник. Если приемники рентгеновского излучения (РИ) представляют из себя стандартную комбинацию из сцинтиллятора и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ) с последующей системой обработки сигнала, то конструкция управляемого источника РИ для беспроводной передачи данных требует применения специализированных технических средств. Рассмотрим основные известные на сегодняшний день возможности генерации управляемого импульсного РИ. Под эту категорию не попадают источники на радиоактивных изотопах, так как излучение от них не является управляемым электронными средствами модуляции.

Известно несколько видов импульсных источников рентгеновского излучения (ИРИ), в том числе которые работают на базе специализированных рентгеновских трубок (РТ).

К числу специализированных относятся РТ, работающие на основе эффекта автоэлектронной эмиссии. Данные типы РТ позволяют сконструировать рентгеновские аппараты с выходными токами порядка килоампер наносекундной длительностью.

К недостаткам таких трубок можно отнести нестабильность интенсивности рентгеновского излучения, которая меняется от импульса к импульсу. Такой недостаток обусловлен изменением состояния катодной поверхности после каждого импульса.

К другим недостаткам можно отнести недолговечность РТ (несколько десятков тысяч импульсов), относительно большое время восстановления перед следующим импульсом, а также невозможность контролировать длительность импульса. Такие характеристики усложняют разработку ИРИ для передачи информации.

С целью преодоления недостатков РТ с автоэлектронной эмиссией разрабатываются другие специализированные РТ. Например, существуют импульсные рентгеновские трубки фирмы Hamamatsu Photonics, в которых источником электронов служит фотокатод. Данный тип ФРТ имеет сравнительно низкий показатель интенсивности выходного рентгеновского излучения, соответствующий рабочему току трубки порядка сотен нА. Однако достоинством такой ФРТ является способность модуляции РИ до 1 ГГц. Такие трубки используются для возбуждения люминесценции объектов с временем высвечивания в несколько десятков или сотен наносекунд [6].

В России ФРТ была разработана с участием ЦНИИ «Электрон» и ЗАО «Светлана-Рентген» см. рис. 1(а). Отличие данной ФРТ состоит в том, что катодный узел заменен на полноценный фотоэлектронный умножитель (ФЭУ) с 12-диодной системой умножения. Такая конструкция позволяет работать со средними токами до 1 мА. Данная рентгеновская трубка стала основой для разработки нового типа ИРИ.

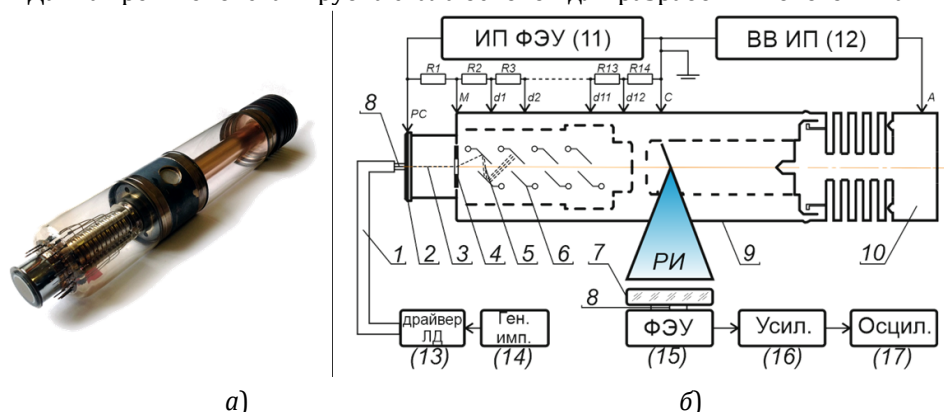


Рис. 1. Рентгеновская трубка с фотокатодом и диодной системой умножения (а) и схема ее подключения для проведения экспериментов (б). 1 — Световод, 2 — фотокатод, 3 — фотоэлектроны, 4 — модулятор (фокусирующий электрод), 5 — вторичные электроны, 6 — диоды, 7 — сцинтиллятор (пластик), 8 — фотоны, 9 — рентгеновская трубка, 10 — анод, 11 — источник питания секции фотоэлектронного умножителя, 12 — источник питания высоковольтный, 13 — драйвер лазерного диода, 14 — генератор импульсов, 15 — фотоэлектронный умножитель, 16 — предусилитель, 17 — осциллограф.

Схема подключения ФРТ для проведения эксперимента по передаче одиночного импульса приведена на рис. 1(б). Для экспериментальной работы с ФРТ были разработаны:

- высоковольтный источник питания на напряжение до 50 кВ и средний ток до 1 мА;
- резистивный делитель для питания диодов ФЭУ;
- блок импульсной засветки фотокатода излучением лазерного диода;
- приемник РИ, содержащий пластиковый сцинтиллятор и ФЭУ ETL 9141В с предусилителем.

Для проверки частотных характеристик ФРТ необходимы излучатель оптического диапазона и детектор оптического излучения, обеспечивающие, как минимум, тот же порядок рабочих частот, что и сама ФРТ. Для экспериментальной оценки частотных характеристик излучателя и детектора были взяты светодиодный излучатель и ФЭУ детектора РИ, на их основе был создан контрольный канал, работающий без ФРТ.

Для светодиодного излучателя удалось получить минимальные фронты нарастания и спада импульса выходного излучения ФЭУ 45 нс (рис. 2(б)). Время нарастания и спада фронта 12 нс удалось получить для схемы засветки на транзисторе в лавинном режиме пробоя, однако эта схема также не является управляемой — она не позволяет регулировать длительность импульса, а также требует время на восстановление транзистора, но позволяет оценить полосу пропускания ФЭУ.



Рис. 2. Осциллограммы выходного импульса ФЭУ при засветке светодиодом в обычной схеме генератора (а) и в схеме с использованием транзистора в лавинном режиме (б). Первый по времени импульс — входной на светодиод, второй — выход ФЭУ. (Осциллограф 200 МГц).

Опираясь на характеристики ФЭУ-84, встроенного в исследуемую ФРТ, ожидаемые время фронта и среза РИ составляют примерно 20 нс. По этой причине стоит найти более быстрые способы генерации импульсов засветки фотокатода РТ.

Поэтому была разработана и протестирована схема засветки на основе CWLD лазерного диода, излучающего на длине волны 455 нм (соответствует максимальной чувствительности фотокатода РТ), и специального драйвера iC-HKb [7]. Такой вариант схемы обеспечил фронт нарастания 20 нс, результаты приведены ниже на рис. 3. Таким образом, дальнейшие испытания и конструирование системы передачи информации на основе ФРТ проводились с использованием лазерного диода.

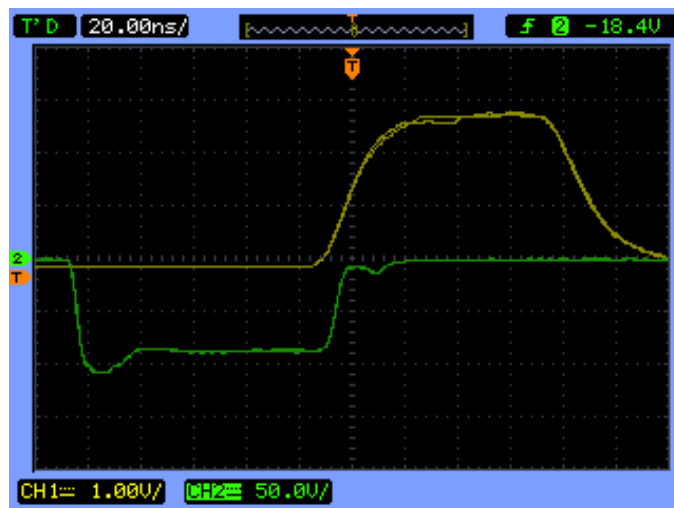


Рис. 3. Осциллограмма засветки ФЭУ лазерным диодом. Зеленый — импульс засветки. Желтый — выходной импульс ФЭУ.

Макет системы беспроводной передачи данных в рентгеновском диапазоне

На кафедре СПбГЭТУ «ЛЭТИ» совместно с ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» был сконструирован макет системы передачи информации РСС. В качестве передаваемого сигнала использовали аудио сигнал стандартного качества, снимаемый с микрофона, формата 16 бит с частотой дискретизации 44 кГц без сжатия. Схема проведения эксперимента приведена на рис. 4.

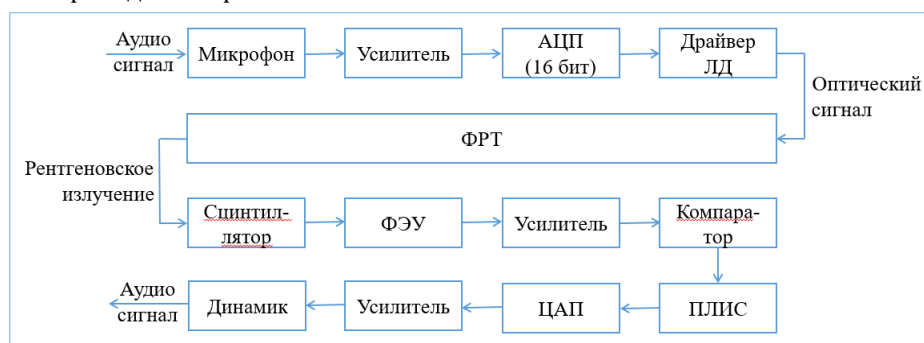


Рис. 4. Блок-схема макета приемопередатчика РСС.

Аудио сигнал в макете РСС передается в цифровом виде 16-разрядным АЦП с автоматической генерацией стартовых и стоповых бит. Для реальной РСС необходимо более сложное кодирование с проверкой контрольной суммы. Результаты передачи пакета данных представлены на рис. 5.

Разработанный макет РСС позволяет демонстрировать возможность передачи данных в рентгеновском диапазоне.

Известно, что основными характеристиками любой системы передачи данных является скорость и дальность передачи информации. В условиях эксперимента с макетом РСС в воздушной среде при напряжении на РТ 40 кВ и амплитуде импульсного тока 10 мА, удалось добиться дальности детектирования сигнала всего несколько метров. Скорость передачи данных для аудио сигнала составила 700 кбит/с.

На основе предварительных экспериментов был проведен теоретический анализ и расчеты потенциальной дальности и полосы пропускания РСС для конструирования полноценной системы передачи данных.

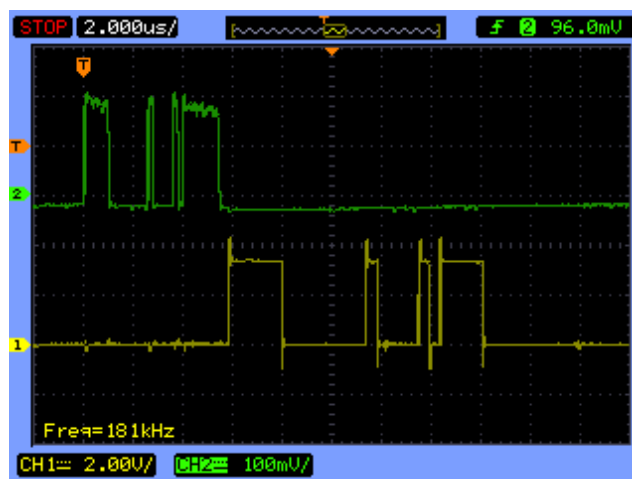


Рис. 5. Осциллограмма передачи пакета данных аудио сигнала. Зеленый — выход АЦП (передаваемый пакет). Желтый — продетектированный, обработанный контроллером с ПЛИС сигнал на выходе ЦАП (принятый пакет).

Основные виды ослабления рентгеновского излучения

При распространении РИ в атмосфере Земли можно выделить два основных фактора снижения интенсивности. Первым фактором ослабления РИ является среда распространения. Уравнение (1) справедливо для монохроматического пучка. Закон ослабления описывается следующим видом:

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x), \quad (1)$$

где $I(x)$ — интенсивность пучка РИ на расстоянии x , I_0 — интенсивность первоначального пучка РИ, x — расстояние, μ — линейный коэффициент ослабления.

Таким образом, поглощение веществом (воздухом) напрямую связано со значением линейного коэффициента ослабления, значения которого имеют достаточно сложную зависимость для различных энергий квантов и приводятся в таблицах [8]. Обращаясь к табличным данным значений коэффициента линейного ослабления для воздушной среды (плотность воздуха $1.29 \cdot 10^{-3}$ г/см³), отметим, что наименьшее поглощение для диапазона работы РТ наблюдается для энергий квантов 80–150 кэВ (табл. 1).

Таблица 1. Значения линейного коэффициента ослабления воздухом

Энергия кванта, кэВ	μ , см ⁻¹
10	6.01
20	0.681
30	0.194
40	0.0867
50	0.0522
80	0.0309
100	0.03
150	0.0322
200	0.0345
300	0.0371

Второй фактор — это расхождение пучка, что дает ослабление интенсивности пропорционально квадрату расстояния. В данный момент в литературе говорится, что РИ не фокусируется, поэтому сжать пучок без потери мощности не представляется возможным. Однако, известны линзы Кумахова, которые собирают РИ в пучок, но они предназначены для мягкого РИ до 30–40 кВ, которое, как показано выше, сильно ослабляется атмосферой Земли.

В 2015 г. вышла статья о внешней фокусировке наносекундного импульсного РИ с помощью поликапиллярной рентгеновской оптикой, что уменьшило фокус пятна в 20 раз [9]. Данных о площади собираемого РИ и минимальной расходимости пучка на данный момент нет, поэтому далее будем рассматривать вариант без фокусировки.

Согласно работам Герчикова Ф.Л. [10], интенсивность падающего на детектор пучка РИ можно описать уравнением (2)

$$I_c = \frac{I_0}{4\pi H^2} \Omega f(\mu_1 H) S_d. \quad (2)$$

где I_c — интенсивность рассеянного излучения, Дж/м²с; H — расстояние до детектора, м; Ω — телесный угол, рад; $f(\mu_1 H)$ — функция ослабления рентгеновского излучения веществом, отн. ед.; S_d — площадь детектора, м².

Из формулы видно, что интенсивность падающего на детектор пучка РИ обратно пропорционально квадрату расстояния. Выразим начальную интенсивность пучка через параметры излучения РТ

$$I_0 = K Z_a i U_a^2, \quad (3)$$

где $K = (0.8 \pm 0.2) \cdot 10^{-9}$, $B = 1$; Z_a — атомный номер материала анода; i — ток рентгеновской трубки, А.

Таким образом получаем полную формулу ослабления пучка РИ с учетом дальности, рабочего напряжения и рабочего тока РТ

$$I_c = \frac{K Z_a i U_a^2}{4\pi H^2} \Omega f(\mu_1 H) S_d. \quad (4)$$

Из формулы (4) следует, что интенсивность излучения пропорционально рабочему току РТ и квадрату рабочего напряжения. Для увеличения дальности необходимо увеличивать значения этих параметров. Для дальнейших расчетов РСС примем рабочее анодное напряжение 150–200 кВ (средняя энергия квантов будет примерно в половину меньше), как максимальное реализуемое для ФРТ, а также рабочий импульсный ток 1 А, стандартный для мощных импульсных ФЭУ.

Далее рассмотрим расчетные и экспериментальные параметры приемника РИ, обычно называемого блоком детектирования (БД).

Оценка потенциальной чувствительности детектора

Для оценки предельной дальности и скорости передачи информации были проведены дополнительные эксперименты на базе более высокоэнергетической РТ (до 200 кВ, 10 мА) с внешним механическим модулятором.

АЦП (DDC112) интегрирует входной ток с детектора (сцинтиллятор + ФЭУ) в течение 300 мкс и преобразует суммарный электрический заряд в 20 битный цифровой код. Максимальному отсчету (численное значение примерно 106) соответствует заряд 50 рС (пикокулон).

Исходные (справочные) данные для БД:

- Конверсионная эффективность сцинтиллятора CsI(Tl) — 11%, обозначим как $K_{сц}$;
- Фоточувствительность фотодиода на длине волны 530 нм (максимум спектра эмиссии CsI(Tl)) — 0.38 А/Вт (Hamamatsu S3590-08). Примем значение 0.4 — обозначим как Φ_d ;
- Технический световыход (доля собранного света) для используемого типа детектора 0.4, на основании литературных данных по аналогичным детекторам, обозначим как K_T .

На основе этих исходных данных получим можно вычислить заряд, накопленный за время интегрирования 300 мкс, Кл:

$$Q = E K_{сц} K_T \Phi_d \quad (5)$$

Энергия, выделяемая в детекторе за 300 мкс, равна:

$$E = Q / (K_{сц} K_T \Phi_d). \quad (6)$$

Результаты расчетов параметров БД приведены в табл. 2 и 3.

Таблица 2. Расстояние 6.5 м

Напряжение на трубке (кВ)	Ток (мА)	Сигнал АЦП	Заряд (пКл)	Энергия (Вт)	Суммарная энергия сигнала (кэВ)	Средняя энергия кванта (кэВ)	Количество квантов с выхода БД
200	1	28680	1.434	8Е-11	498000	100	4200
150	1	12100	0.605	3.4Е-11	210000	75	2800
100	1	2660	0.133	7.4Е-12	46200	50	920
75	5	2610	0.1305	7.3Е-12	45000	40	900

Средняя энергия кванта выбрана с учетом поглощения мягкой части спектра воздухом.

По результатам проведенных расчетов чувствительность БД составляет примерно 17 кэВ/отсчет.

Таблица 3. Расстояние 9 м

Напряже- ние на трубке (кВ)	Ток (мА)	Сигнал АЦП	Заряд (пК)	Энергия (Вт)	Суммарная энергия сигнала (кэВ)	Средняя энергия кванта (кэВ)	Колич. квантов с выхода БД
200	1	15840	0.792	4.4E-11	275000	120	2300
150	1	6670	0.3335	1.85E-11	116000	75	1500
100	1	1560	0.078	4.33E-12	27000	50	540
75	5	1505	0.07525	4.18E-12	26000	50	500

Сравнение данных по количеству зарегистрированных в БД квантов в табл. 2 и табл. 3 показывает слабое влияние воздуха, т.к. интенсивность ослабляется пропорционально $1/R^2$.

Оценка дальности и скорости передачи информации РСС

Для оценки дальности и скорости передачи информации РСС использовался метод аппроксимации на основе полученных экспериментальных данных, результаты экспериментов приведены ниже в табл. 4. Зависимость интенсивности сигнала БД от рабочего напряжения РТ для 6.5 м и 9 м приведена ниже на рис. 6.

Таблица 4. Результаты экспериментов с макетом РСС

Расстояние R, м	Рабочий ток I _a , мА	Рабочее напря- жение V _a , кВ	Темновой сигнал детек- тора I _{темн} , о.е.	Сигнал детек- тора I _c , о.е.	Приведенный полезный сигнал I _o /мА, отн.ед/мА
6.5	5	75	6750	9360	522
6.5	1	100	6690	9350	2660
6.5	1	150	6750	18700	11950
6.5	1	200	6750	35430	28680
9	5	75	6970	8475	301
9	1	100	6920	8480	1560
9	1	150	6890	13560	6670
9	1	200	6910	22750	15840

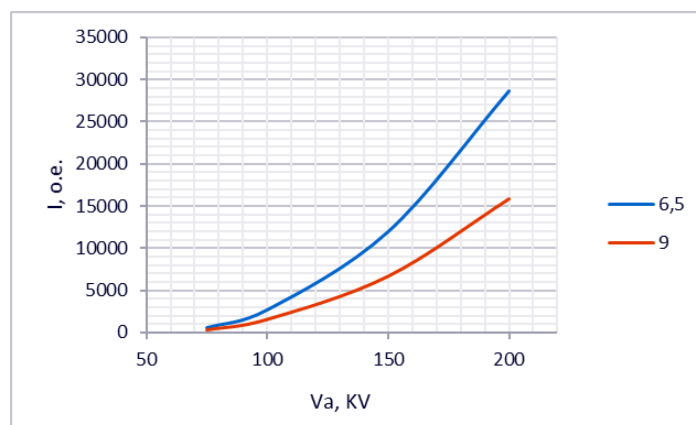


Рис. 6. Зависимость интенсивности сигнала БД от рабочего напряжения РТ для 6.5 и 9 м.

Условия проведения эксперимента с макетом БД:

- фильтр Cu, 2 мм;
- время интегрирования 300 мкс;
- блок детектирования (БД), разработки В.В. Гребенщикова.

Единицы измерения интенсивности — относительные единицы с выхода АЦП БД. Учитывая чувствительность БД, вычисленную в предыдущем разделе, и среднюю энергию квантов можно вычислить количество квантов РИ на выходе БД.

1. Расчет максимальной дальности передачи РСС на максимальной скорости

На основе полученных данных о времени фронта и спада РИ на выходе источника ИРИ примем, что минимальный импульс РИ равен 50 нс. Таким образом, при посылке 8 бит + 3 управляющих бита, имеем максимальную скорость передачи информации, ограниченную сверху значением 1.5 Мбит/сек.

Минимальную чувствительность БД РИ положим равную 3 квантам на бит. То есть за время импульса по статистике до детектора должно долететь 3 кванта. Если детектируем меньше 2 квантов за 50 нс, то считаем, что сигнал равен логическому «0». Такая чувствительность в совокупности с использованием схемы регистрации из 3-х независимых параллельных детекторов сводит к нулю возможность появления ложных срабатываний от фона космического излучения у поверхности Земли.

Таким образом, используя формулу (4) для известного (экспериментального) и рассчитываемого расстояний, разделив первое уравнение на второе, получим уравнение (5). Здесь присутствуют экспериментальные данные, минимальная регистрируемая чувствительность $I_2 = 51$ о.е. и анодный ток $ia_2 = 1$ А. По этим данным можно вычислить максимальную дальность передачи информации при условии, что остальные параметры РИ и среды распространения неизменны.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{R_2^2 ia_1 ti_2}{R_1^2 ia_2 ti_1}. \quad (7)$$

Также в уравнении (7) введен коэффициент ti_2 / ti_1 , учитывающий, что экспериментальные данные были приведены для времени интегрирования $ti_1 = 300$ мкс, а для расчета при максимальной скорости передачи данных время импульса ti_2 составляет 50 нс. Полученные данные приведены в табл. 5.

Таблица 5. Расчетная дальность передачи данных РСС на скорости 1.5 Мбит/сек

U_a , кВ	75	100	150	200
R_2 , м	9	20	42	65

Однако не стоит забывать о максимальной мощности передатчика, которая в расчетах не была ограничена. Например, для $U_a = 200$ кВ при пиковом токе 1 А в случае передачи всех логических «1» мощность, выделяемая на РТ, составит 200 кВт.

2. Расчет максимальной дальности РСС для скорости 1 кбайт/сек

Скорость 1 кбайт/сек выбрана как стандартная скорость передачи телеметрических данных о движущемся объекте. В данном случае можно принять время интегрирования $ti_2 = 50$ мкс и осуществить аналогичный расчет.

Однако, с одной стороны, снижение скорости передачи данных дает возможность расширить время интегрирования приема 1 бита данных, таким образом возможно зарегистрировать больше квантов РИ (что эквивалентно возможности детектирования более слабых интенсивностей РИ). С другой стороны, приемник и передатчик не синхронизированы, значит, при приеме первого кванта может возникать сдвиг по времени.

Это приведет к тому, что в конце времени интегрирования детектором возможен прием следующего бита от передатчика, в то время как приемник все еще считает, что идет прием первого бита, возникает ошибка синхронизации (рис. 7).



Рис. 7. Возникновение ошибки синхронизации.

Таким образом, для времени интеграции 50 мкс, когда время импульса детектируемого кванта намного меньше времени передачи одного бита, следует повысить среднее количество квантов на бит хотя бы до 20, чтобы обеспечить время ошибки синхронизации на уровне 5% длительности бита.

Результаты расчетов с использованием уравнения (5) приведены ниже в таблице 6.

Таблица 6. Расчетная дальность передачи данных на скорости 1 кбайт/сек

U_a , кВ	75	100	150	200
R_2 , м	109	249	515	793

Здесь стоит учесть, что в результате расчетов получены данные с учетом ослабления интенсивности РИ пропорционально квадрату расстояния, без учета ослабления средой. Для таких расстояний в условиях земной атмосферы влияние ослабления РИ средой может вносить значимые расхождения [13].

Также остается физическое ограничение по мощности.

Заключение

Системы передачи данных в рентгеновском диапазоне электромагнитного излучения на данный момент находятся в стадии развития. Для проведения экспериментов был разработан действующий макет РСС на основе отечественной рентгеновской трубки с фотокатодом и осуществлена передача аудио сигнала на несколько метров в условиях атмосферы Земли.

По результатам расчетов можно сделать вывод о том, что на данном этапе развития элементной базы, можно осуществить передачу данных в воздушной среде (без учета пыли, осадков и т.п.) на максимальное расстояние до 100–150 м или с максимальной скоростью до 1.5 Мбит/сек на расстояние 65 метров.

Соотношение скорости и дальности на практике будет ограничиваться мощностью передатчика.

Для дальнейшего улучшения характеристик РСС приоритетным направлением является возможность фокусировки РИ, о чем было упомянуто в статье [9] или создание компактного источника монохроматического пучка РИ (рентгеновского лазера). Единственный существующий на данный момент рентгеновский лазер [11] имеет длину 3.4 км и не подходит для создания мобильной РСС.

Однако, не смотря на несовершенство современных РСС, периодически публикуются статьи об исследованиях РСС в США [3], Китае [12] и РФ, описывающие преимущества таких систем в условиях, где не справляются радио и оптические системы связи.

Список литературы

1. Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Бессонов В.Б., Шишов Д.И. Способ передачи информации и устройство для его осуществления // Патент РФ на изобретение № 2543525. Заявл. 07.08.2013, опублик. 10.03.2015, бюл. № 7.
2. Алымов О.В., Левко Г.В., Лукьянов В.Н. и др. Катодный узел электровакуумного прибора для работы при высоких напряжениях // Патент РФ на изобретение № 2487433. Заявл. 29.12.2011, опублик. 10.07.2013.
3. Keith, C. Gendreau, Next-Generation Communication Demonstrating the World's First X-ray Communication System // NASA 2016 news, www.nasa.gov
4. Связь в космосе: как это работает, URL: <https://habr.com/company/yota/blog/350168/>
5. Космические радиолнии // Журнал «Вокруг света». Октябрь 2007 г. <http://www.vokrugsveta.ru/vs/article/5956/>
6. Picosecond fluorescence lifetime measurement system. URL: https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/sys/SHSS0008E_C11200.pdf https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/sys/SHSS0008E_C11200.pdf
7. 155 MHz laser switch, URL: https://www.ichaus.de/upload/pdf/HK_datasheet_F2en.pdf
8. Зарипова Л.Д. Защита от ионизирующего излучения // Методическое пособие. 2008. Казань: Изд-во Казанск. гос. ун-та. 48 с.
9. Бегидов А.А., Фурсей Г.Н., Поляков М.А. Внешняя фокусировка наносекундного импульсного рентгеновского излучения // Письма в ЖТФ. 2016. Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича. Т. 42.
10. Герчиков Ф.Л. Управляемое импульсное рентгеновское излучение в приборостроении / М.: Энергоатомиздат. 1987. 88 с.
11. The european x-ray Free-electron laser facility, URL: https://www.xfel.eu/sites/sites_custom/site_xfel/content/e35178/e56171/e56378/xfel_file56382/Council-Paper_Broschuere_XFEL_14412_lowres_eng.pdf
12. Song Shi-Bin, Xu Lu-Ping, Zhang Hua and Gao Na. X-ray communication based simultaneous communication and ranging // Chinese Physical Society and IOP Publishing Ltd. 2015. Vol. 24. No. 9.
13. Гребенщиков В.В., Лобанов М.В., Егоров А.Г. и др. Экспериментальная оценка прохождения рентгеновского сигнала в условиях осадков и других условий распространения // VI Всероссийская научно-практическая конференция производителей рентгеновской техники. Программа и материалы конференции. 2019. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

Поступила 21 октября 2019 г.

HIGH FREQUENCY X-RAY PULSED SOURCE AND THE METHOD FOR WIRELESS DATA TRANSMISSION

V.V. GREBENSHCHIKOV, A.S. DMITRIEV, A.I. NECHAEV,
N.N. POTRAKHOV, AND G.A. TIMOFEEV

doi: 10.25210/jfop-1904-038047

Currently, X-ray communication systems are not widely used. It can be explained by radiation hazard and the satisfaction of almost all the needs of modern society by successful use of radio and optical communication systems.

The use of a higher carrier frequency of electromagnetic radiation opens up new possibilities for communication channels:

- increasing the information transfer rate of the communication channel;
- reducing the wavelength allows you to focus the beam to a smaller size and thereby increase the transmission range of information, for example, in space;
- increasing permeability and noise immunity, for example, well-known possibilities of working through a metal body and the plasma of a launched spacecraft.

According to preliminary estimates, the most rational areas of application for X-ray communication, as well as X-ray navigation systems, may be:

- spacecraft communications;
- communication in far space;
- communication with landing spacecraft and other high-speed objects surrounded by a cloud of plasma opaque to radio emission;
- spacecraft navigation by an artificial x-ray source;
- spacecraft docking systems and landing systems for planets, satellites and asteroids.

X-ray data communication systems are currently under development. For the experiments, a working X-com system prototype based on X-ray tube with a photocathode was developed and an audio signal was transmitted on several meters in the Earth's atmosphere.

As a result, data can be transmitted in the air (without taking into account losses, precipitation, etc.) at a distance of up to 100–150 m or at a speed of up to 1.5 Mbit / s at a distance of 65 meters.

The ratio of speed and range in practice will be limited by the power of the transmitter.

To further improving the x-ray communication system characteristics, the priority way is the finding the possibility of focusing the X-ray, as was mentioned in [9] or creating a compact source of a monochromatic X-ray beam (X-ray laser). The only existing X-ray laser [11] has a length of 3.4 km and is not suitable for creating a mobile X-ray communication system.

Despite the imperfection of modern X-ray communication systems, there are articles describing the advantages of such systems in conditions where radio and optical communication systems can not cope. They are publishing in USA [3], China [12] and the Russian Federation.

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

УДК 53.01-53.043

ОСОБЕННОСТИ СПЕКТРОВ КОЛЕБАНИЙ, ВОЗБУЖДАЕМЫХ В МАГНИТОАКТИВНОЙ ПЛАЗМЕ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-048056

Антонов А. Н. — научный сотрудник. Национальный научный центр “Харьковский физико-технический институт”, Харьков.

Буц В. А. — д.ф.-м.н., проф., начальник лаборатории. Национальный научный центр “Харьковский физико-технический институт”; Радиоастрономический институт Национальной академии наук Украины; Харьковский национальный университет им. В. Н. Каразина, Харьков. E-mail: vbuts@kipt.kharkov.ua

Аннотация

Предложен новый механизм формирования высокочастотной компоненты спектра колебаний магнитоактивной плазмы. Показано, что наличие невязимных свойств такой плазмы открывает канал преобразования энергии низкочастотных колебаний в энергию высокочастотных колебаний. Этот механизм приводит к обогащению спектра колебаний плазмы в ее высокочастотной области. Экспериментальные результаты качественно согласуются с результатами теоретического рассмотрения.

Ключевые слова: спектры колебаний, магнитоактивная плазма, невязимость, гиротропия, флуктуации

Abstract

A new mechanism is proposed for the formation of the high-frequency component of the oscillation spectrum of magnetoactive plasma. It is shown that the presence of nonreciprocal properties of such plasma opens a channel for converting the energy of low-frequency oscillations into the energy of high-frequency oscillations. This mechanism leads to the enrichment of the plasma oscillation spectrum in its high-frequency region. The experimental results are in qualitative agreement with the results of theoretical consideration.

Keywords: спектры колебаний, магнитоактивная плазма, невязимные, гиротропия, флуктуации

Введение

Спектры колебаний магнитоактивной плазмы детально изучены [1–5]. Изучена также динамика частиц и волн при взаимодействии пучка заряженных частиц с плазмой. Эти процессы изучены как теоретически, так и в эксперименте. Однако в экспериментальных исследованиях иногда наблюдаются процессы, которые не находят достаточно убедительных теоретических объяснений. Примером могут служить процессы возникновения энергичных волновых всплесков в магнитоактивной плазме [6], а также процессы при пучково-плазменном разряде (ППР) (смотри, например, [7–9]). В теоретических моделях процессы в плазме удобно классифицировать на процессы взаимодействия типа волна-частица и типа волна-волна. Слабонелинейные процессы такого типа также хорошо изучены. Из процессов типа волна-волна наибольшее практическое значение и наибольший интерес представляют трехволновые процессы взаимодействия волн, а также каскады таких процессов. Наиболее существенной особенностью трехволновых взаимодействий волн является особенность обмена энергией между этими волнами. Такой обмен происходит в том случае, когда в начальный момент времени существуют волны с наиболее высокими частотами. В этом случае энергия высокочастотной волны может передаваться волнам с меньшими частотами. Если же в начальный момент времени существовала только одна волна с низкой частотой, то процесс обмена энергией не происходит, т.е. энергия низкочастотной волны не может передаваться высокочастотным волнам. Этот процесс хорошо описан, например, в книге [3]. Отметим, что здесь и везде далее говорится только о волнах с положительными энергиями. В работах [10–12] показано, что, в общем случае, существует канал преобразования энергии низкочастотных колебаний в энергию высокочастотных колебаний. Условием существования такого канала является наличие невязимной связи между высокочастотными колебаниями. В этих работах детально описаны линейные и нелинейные колебательные процессы. Описан также эксперимент, в котором энергия НЧ-колебаний была преобразована в энергию колебаний, частота которых была в 40 раз большей. Механизм взаимодействия волн в этих работах только затронут.

В настоящей работе показано, что в магнитоактивной плазме энергия низкочастотных волн (например, ленгмюровских волн) может преобразовываться в энергию высокочастотных волн в том случае, когда эти высокочастотные волны невязимно взаимодействуют друг с другом. Такое невязимное взаимодействие легко

осуществляется в гиротропной плазме. Рассмотрен как регулярный процесс такого преобразования (раздел 2), так и случай, когда ленгмюровские волны являются случайными волнами (раздел 3). Во вспомогательном разделе 4 показано, что динамика частиц в волновом пакете, групповая скорость которых стремится к нулю, всегда хаотична. Результаты экспериментальных исследований изложены в разделе 5. Сравнение этих результатов с результатами анализа теоретических моделей говорит о качественном согласии этих результатов.

2. Постановка задачи. Основные уравнения

Основными уравнениями, которые описывают динамику полей в гиротропной плазме, будут уравнения Максвелла и материальные уравнения плазмы. Последние будут характеризоваться тензором диэлектрической проницаемости

$$\Delta \vec{E} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \vec{D}}{\partial t^2}, \quad \vec{D} = \hat{\varepsilon} \vec{E}, \quad (1)$$

где

$$\hat{\varepsilon} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{\perp} & i\varepsilon_2 & 0 \\ -i\varepsilon_2 & \varepsilon_{\perp} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{\parallel} \end{pmatrix}.$$

$$\varepsilon_{\perp} = 1 - \frac{\omega_p^2}{(\omega^2 - \omega_H^2)}, \quad \varepsilon_{\parallel} = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2}, \quad \varepsilon_2 = -\frac{\omega_p^2 \cdot \omega_H}{\omega \cdot (\omega^2 - \omega_H^2)}, \quad \omega_p^2 = \frac{4\pi e^2 n_0}{m}. \quad (2)$$

Для описания основных результатов можно рассматривать динамику поперечных высокочастотных электромагнитных волн. В этом случае систему уравнений (1) можно представить в виде двух уравнений для компонент электрического поля волны

$$\Delta E_x - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [\varepsilon_{\perp} E_x - i\varepsilon_2 E_y] = 0, \quad \Delta E_y - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [\varepsilon_{\perp} E_y + i\varepsilon_2 E_x] = 0. \quad (3)$$

Будем предполагать, что в плазме возбуждена ленгмюровская волна (низкочастотная). Ниже, в большинстве случаев, предполагается, что между частотами взаимодействующих волн выполнены следующие неравенства: $\omega_H^2 \gg \omega^2 \gg \omega_p^2$. В этом неравенстве $\omega^2 \approx \omega_1^2 \approx \omega_2^2$ — квадрат частоты, которая близка к частотам поперечных высокочастотных волн (например $\omega_1 = k_1 c$; $\omega_2 = k_2 c$). В этом случае компоненты тензора диэлектрической проницаемости плазмы для этих волн мало отличаются друг от друга. Наличие ленгмюровской волны в плазме модулирует плотность плазмы. Предполагается также, что плазма заполняет резонатор (смотри раздел с описанием эксперимента). Поэтому плазменную частоту удобно представить в виде

$$\omega_p^2 = \omega_{p0}^2 [1 + 4\alpha \cos \Omega t \cdot \cos \kappa z], \quad (4)$$

$$\frac{\tilde{\omega}_p^2}{\omega_{p0}^2} = \frac{n}{n_0} = 4\alpha \cos \Omega t \cdot \cos \kappa z = \alpha [\exp(i\Omega t + i\kappa z) + \exp(-i\Omega t + i\kappa z)] + k.c. \equiv \tilde{n}.$$

В этом случае компоненты тензора диэлектрической проницаемости для высокочастотных волн удобно представить в виде двух слагаемых постоянного слагаемого и периодически меняющегося слагаемого

$$\varepsilon_2 = \varepsilon + \tilde{\varepsilon}, \quad \tilde{\varepsilon} = -\frac{\omega_H \omega_{p0}^2 \tilde{n}}{\omega(\omega^2 - \omega_H^2)}, \quad \varepsilon_{\perp} = \varepsilon_{\perp 0} + \tilde{\varepsilon}_{\perp}, \quad \tilde{\varepsilon}_{\perp} = -\frac{\omega_{p0}^2 \tilde{n}}{(\omega^2 - \omega_H^2)}, \quad (5)$$

$$\varepsilon = \tilde{\varepsilon} / \tilde{n}, \quad \varepsilon_{\perp 0} = \tilde{\varepsilon}_{\perp} / \tilde{n}.$$

Ниже будет рассмотрен процесс нелинейного трехволнового взаимодействия. Дисперсионная диаграмма такого процесса представлена на рис. 1.

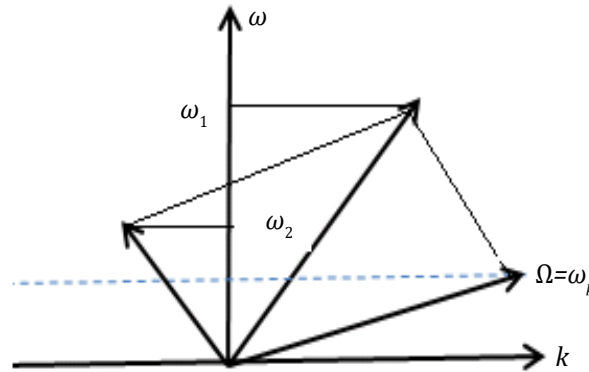


Рис. 1. Дисперсионная диаграмма взаимодействующих волн.

Будем пользоваться упрощающим предположением о том, что амплитуда низкочастотной волны (ленгмюровской волны) считается заданной. Это означает, что будет рассмотрен процесс параметрического воздействия ленгмюровской волны на высокочастотные волны. Другими словами, будет рассматриваться линейный этап нелинейного трехволнового взаимодействия. В этом случае компоненты электрического поля поперечных волн можно представить в виде суммы двух слагаемых

$$E_{x,y} = E_{1,x,y} + E_{2,x,y}. \quad (6)$$

В общем случае частоты и волновые вектора этих компонент различны.

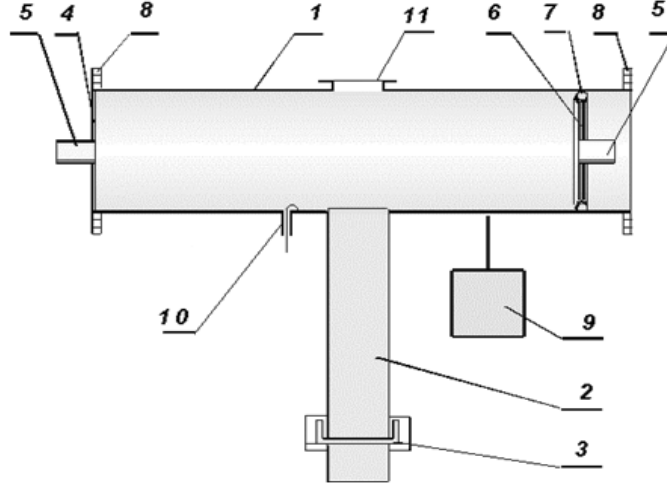


Рис. 2. Некоторые элементы резонатора: 5 — закрыточный волновод; 6 — подвижный поршень; 9 — система подачи газа; 10 — петлевой герметизированный СВЧ зонд; 11 — вакуумное окно, выполненное из лавсановой пленки с сеткой.

Будем предполагать, что между взаимодействующими волнами выполняются известные условия синхронизма

$$\omega_1 - \omega_2 = \Omega = \omega_{p0}, \quad k_1 + |k_2| = \kappa. \quad (7)$$

Тогда систему уравнений для определения компонент электрических полей поперечных волн можно записать в виде

$$\begin{aligned} \Delta E_{1,x} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [(\varepsilon_{\perp 0} + \tilde{\varepsilon}_{\perp})(E_{1,x} + E_{2,x})] &= -\frac{i}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [(\varepsilon + \tilde{\varepsilon})(E_{1,y} + E_{2,y})], \\ \Delta E_{1,y} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [(\varepsilon_{\perp 0} + \tilde{\varepsilon}_{\perp})(E_{1,y} + E_{2,y})] &= \frac{i}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} [(\varepsilon + \tilde{\varepsilon})(E_{1,x} + E_{2,x})]. \end{aligned} \quad (8)$$

Аналогичные уравнения можно записать и для отыскания компонент поля второй волны $E_{2,x,y}$. В общем случае, в уравнениях для второй волны компоненты тензора диэлектрической проницаемости отличаются от компонент тензора первой волны: $\hat{\varepsilon}' = \hat{\varepsilon}(\omega_2)$; $\hat{\varepsilon} = \hat{\varepsilon}(\omega_1)$. Если в плазме отсутствуют ленгмюровские колебания ($\varepsilon = 0$), то при распространении поперечных волн в однородной гиротропной плазме поперечные волны не взаимодействуют, и может наблюдаться только эффект Фарадея. В этом случае два слагаемых в формуле (6) являются независимыми. В этом случае решение удобно искать в виде

$$E_{x,y} = 2A_{x,y}(t) \cos(k \cdot z). \quad (9)$$

Такой выбор вида решения означает, что пространственная структура компонент поля задана, т.е. изучается процесс во времени. Подставляя (9) в (8) и учитывая, что волны независимы (не взаимодействуют друг с другом), найдем следующие уравнения для $A_{x,y}$:

$$\ddot{A}_x + \omega^2 A_x = \frac{i\varepsilon_2}{\varepsilon_{\perp}} [\ddot{A}_y], \quad \ddot{A}_y + \omega^2 A_y = -\frac{i\varepsilon_2}{\varepsilon_{\perp}} [\ddot{A}_x]. \quad (10)$$

Здесь $\omega^2 = (k^2 c^2 / \varepsilon_{\perp})$.

Анализ формул (10) проведем с использованием метода усреднения

$$A_j = a_j(t) \exp(i\omega t) + b_j(t) \exp(-i\omega t) \quad j = \{x, y\}. \quad (11)$$

После усреднения по быстрым переменным найдем следующие уравнения для отыскания медленноменяющихся амплитуд

$$\dot{a}_x = -\omega \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_{\perp}} a_y, \quad \dot{a}_y = \omega \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_{\perp}} a_x. \quad (12)$$

Система уравнений (12) имеет очевидный интеграл

$$a_x^2 + a_y^2 = \text{const}. \quad (13)$$

Сами амплитуды подчиняются уравнению линейного осциллятора

$$\ddot{a}_x + \omega^2 \left(\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_\perp} \right)^2 a_x = 0. \quad (14)$$

Уравнение (14) описывает процесс вращения плоскости поляризации поперечной волны, которая распространяется в гиротропной плазме. Характерное время смены поляризации определяется известной величиной $T \approx 2\pi / \omega \varepsilon_2$.

Для анализа временных процессов взаимодействия волн, т.е. при $\tilde{\varepsilon} \neq 0$ выражения для электрических компонент поперечных волн будем искать в виде

$$\begin{aligned} E_{1,x} &= A_1(t) \exp(-ik_1 z), \quad E_{1,y} = A_2(t) \exp(-ik_1 z), \\ E_{2,x} &= B_1(t) \exp(-ik_2 z), \quad E_{2,y} = B_2(t) \exp(-ik_2 z). \end{aligned} \quad (15)$$

Учитывая условия пространственного синхронизма ($k_1 + |k_2| = \kappa$) для определения амплитуд поперечных волн, получим следующие уравнения:

$$\begin{aligned} A_1 \cdot k_1^2 c^2 + [\varepsilon_\perp \ddot{A}_1 + \tilde{\varepsilon}_\perp \ddot{B}_1] &= i[\varepsilon \ddot{A}_2 + \tilde{\varepsilon}^* \ddot{B}_2], \quad A_2 \cdot k_1^2 c^2 + [\varepsilon_\perp \ddot{A}_2 + \tilde{\varepsilon}_\perp \ddot{B}_2] = -i[\varepsilon \ddot{A}_1 + \tilde{\varepsilon}^* \ddot{B}_1], \\ B_1 \cdot k_2^2 c^2 + [\varepsilon'_\perp \ddot{B}_1 + \tilde{\varepsilon}'_\perp \ddot{A}_1] &= i[\varepsilon' \ddot{B}_2 + (\tilde{\varepsilon}')^* \ddot{A}_2], \quad B_2 \cdot k_2^2 c^2 + [\varepsilon'_\perp \ddot{B}_2 + \tilde{\varepsilon}'_\perp \ddot{A}_2] = -i[\varepsilon' \ddot{B}_1 + (\tilde{\varepsilon}')^* \ddot{A}_1]. \end{aligned} \quad (16)$$

Выше было видно, что если компоненты тензора диэлектрической проницаемости постоянные ($\tilde{\varepsilon} = \tilde{\varepsilon}' = 0$), то решение системы уравнений (16) имеет вид

$$\begin{aligned} A_1 &= a_1 \exp(i\omega_{1+} t) + b_1 \exp(i\omega_{1-} t), \quad A_2 = a_2 \exp(i\omega_{1+} t) + b_2 \exp(i\omega_{1-} t), \\ B_1 &= c_1 \exp(i\omega_{2+} t) + d_1 \exp(i\omega_{2-} t), \quad B_2 = c_2 \exp(i\omega_{2+} t) + d_2 \exp(i\omega_{2-} t), \end{aligned} \quad (17)$$

где $\omega_\pm = \omega \left[1 \pm \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_\perp} \right]$.

В решениях (17) коэффициенты $a_i; b_i; c_i$ и d_i являются постоянными. Однако, если в плазме возбуждена ленгмюровская волна ($\tilde{\varepsilon} \neq 0$ и $\tilde{\varepsilon}' \neq 0$), то эти выражения становятся функциями времени. Ниже для анализа этого случая, будем считать выполненными слегка измененные условия синхронизма (7)

$$\omega_{1+} - \omega_{2+} = \Omega \approx \omega_p; \quad \omega_{1-} - \omega_{2-} \neq \Omega \approx \omega_p. \quad (18)$$

Тогда решения системы уравнений (16) удобно искать в виде (17), в которых выражения ($a_i; b_i; c_i$ и d_i) будут уже функциями времени. Будем учитывать медленную зависимость от времени этих коэффициентов. Тогда для отыскания части этих коэффициентов получим следующие уравнения:

$$\begin{aligned} (k_1^2 c^2 - \varepsilon_\perp \omega_{1+}^2) a_1 + i \varepsilon a_2 \omega_{1+}^2 + 2i \omega_{1+} \varepsilon_\perp \dot{a}_1 &= \tilde{\varepsilon}_\perp \cdot c_1 \omega_{2+}^2 - i \tilde{\varepsilon} \omega_{2+}^2 \cdot c_2, \\ (k_1^2 c^2 - \varepsilon_\perp \omega_{1+}^2) a_2 - i \varepsilon a_1 \omega_{1+}^2 + 2i \omega_{1+} \varepsilon_\perp \dot{a}_2 &= \tilde{\varepsilon}_\perp \cdot c_2 \omega_{2+}^2 + i \tilde{\varepsilon} \omega_{2+}^2 \cdot c_1. \end{aligned} \quad (19)$$

В уравнениях (19) учтем тот факт, что частоты ω_{1+}, ω_{2+} и ω_{1-}, ω_{2-} являются собственными частотами для случая $\tilde{\varepsilon} = \tilde{\varepsilon}' = 0$. При этом первые два слагаемых в левой части каждого из уравнений системы (19) уничтожают друг друга. В результате систему (19) можно переписать

$$\begin{aligned} 2i \omega_{1+} \varepsilon_\perp \dot{a}_1 &= \tilde{\varepsilon}_\perp \cdot c_1 \omega_{2+}^2 - i \tilde{\varepsilon} \omega_{2+}^2 \cdot c_2, \\ 2i \omega_{1+} \varepsilon_\perp \dot{a}_2 &= \tilde{\varepsilon}_\perp \cdot c_2 \omega_{2+}^2 + i \tilde{\varepsilon} \omega_{2+}^2 \cdot c_1. \end{aligned} \quad (20)$$

Используя аналогичные преобразования, найдем уравнения, которые определяют недостающие коэффициенты

$$\begin{aligned} 2i \omega_{2+} \varepsilon'_\perp \dot{c}_1 &= \tilde{\varepsilon}'_\perp \cdot a_1 \omega_{1+}^2 - i \tilde{\varepsilon}' \omega_{1+}^2 \cdot a_2, \\ 2i \omega_{2+} \varepsilon'_\perp \dot{c}_2 &= \tilde{\varepsilon}'_\perp \cdot a_2 \omega_{1+}^2 + i \tilde{\varepsilon}' \omega_{1+}^2 \cdot a_1. \end{aligned} \quad (21)$$

Воспользуемся тем соображением, что частоты высокочастотных волн близки друг к другу и значительно больше плазменной частоты. В этом случае можно положить $\omega_{1+} \approx \omega_{2+} \equiv \omega$ и $\hat{\varepsilon} \approx \hat{\varepsilon}'$. Кроме того, введем безразмерное время $\tau = \omega t$. Отметим также следующие важные соотношения: $\tilde{\varepsilon} = \frac{\omega_H}{\omega} \tilde{\varepsilon}_\perp$, $|\varepsilon_{ij}| \approx |\varepsilon'_{ij}|$, но $\varepsilon_2 = -\varepsilon'_2$.

При этом систему уравнений (20) и (21) можно переписать в виде

$$\begin{aligned} \dot{a}_1 &= -i\beta n [c_1 - i\omega_H c_2], \quad \dot{a}_2 = -i\beta n [c_2 + i\omega_H c_1], \\ \dot{c}_1 &= -i\beta n [a_1 + i\omega_H a_2], \quad \dot{c}_2 = -i\beta n [a_2 - i\omega_H a_1], \end{aligned} \quad (22)$$

где $\omega_H / \omega \equiv \omega_H$, $\omega_p / \omega \equiv \omega_p$, $\tilde{n} / n_0 \equiv n$, $\beta = \frac{\omega_p^2}{2(1 - \omega_H^2)}$.

Отметим, что система (22) может быть еще существенно упрощена в случае выполнения неравенств $\omega_H^2 \gg \omega^2 \gg \omega_p^2$

$$\dot{a}_1 = -\beta n \omega_H c_2, \quad \dot{c}_2 = -\beta n \omega_H a_1. \quad (23)$$

Система (23) является полностью замкнутой системой. Кроме того, аналогичные уравнения могут быть получены для a_2 и c_1 . Уравнения (23), а также аналогичные уравнения для a_2 и c_1 показывают, что амплитуды высокочастотных поперечных волн экспоненциально нарастают с инкрементом

$$\Gamma_R = |\beta \omega_H n| \approx \frac{\omega_p^2}{2\omega_H^2} \omega_H \left(\frac{\tilde{n}}{n_0} \right) = \frac{\tilde{\omega}_p^2}{2\omega \omega_H}. \quad (24)$$

3. Динамика частиц в поле волнового пакета

В экспериментальных исследованиях (см. ниже раздел 5) ленгмюровские колебания в плазме, также как и сама плазма, возникают в результате пучково-плазменного разряда (ППР). В многочисленных исследованиях ППР отмечается, что возбуждаемые в плазме колебания быстро становятся хаотическими. Приводятся правдоподобные аргументы такой особенности ППР. Однако каких-либо строгих доказательств такой особенности нет. Ниже будет показано на простой модели, что такие режимы с неизбежностью возникают в плазме, если групповая скорость распространяющейся волны стремится к нулю. Ниже будем рассматривать динамику частиц, которые движутся в поле волнового пакета.

Чтобы определить основные особенности движения заряженных частиц в таком пакете, рассмотрим наиболее простую модель, в которой такие особенности могут проявиться. Такой моделью может служить одномерная модель движения заряженных частиц в поле большого количества волн

$$\ddot{z} = \frac{e}{m} \sum_i E_i \sin(k_i z - \omega_i t). \quad (25)$$

Чтобы выяснить условия возникновения режимов с динамическим хаосом, рассмотрим вначале движение частицы в одной из этих волн. Из уравнения (25) тогда можно получить известный интеграл

$$\frac{\dot{\varphi}^2}{2} - \Omega^2 \cos \varphi = H = \text{const}. \quad (26)$$

Здесь

$$\varphi = kz - \omega t, \quad \Omega^2 = \frac{|e|Ek}{m\omega^2}, \quad \dot{\varphi} = d\varphi / d\tau; \tau = \omega t.$$

Используя интеграл (26), находим ширину нелинейного резонанса

$$\dot{\varphi}_{\max} = +2\Omega, \quad \dot{\varphi}_{\min} = -2\Omega. \quad (27)$$

Для определения расстояния между резонансами обратим внимание, что эффективное взаимодействие частиц с волнами пакета происходит в условиях черенковского резонанса. В этом случае легко определить расстояние между резонансами

$$\Delta\varphi = -\Delta k \left[v_0 - \frac{\Delta\omega}{\Delta k} k_0 \right]. \quad (28)$$

При получении (28) учтено, что $v = v_{ph} = \omega / k$.

Используя выражения (27) и (28), находим условия возникновения локальной неустойчивости

$$K = \left(\frac{\omega}{\Delta\omega} \right) \frac{2\Omega}{[1 - v_g / v_{ph}]} = N \frac{2\Omega}{[1 - v_g / v_{ph}]}. \quad (29)$$

Здесь v_g — групповая скорость, N — количество волн в пакете.

Из формул (28) и (29) можно сделать несколько важных заключений. Первое: из формулы (28) следует, что если групповая скорость стремится к фазовой скорости волны, то расстояние между резонансами стремится к нулю. Это означает, что все волны пакета расположены на прямолинейном участке дисперсии. В фазовом пространстве резонансы таких волн все совпадают. Для частиц такие резонансы практически неразличимы. Динамика должна быть регулярной. Второе, если групповая скорость волн стремится к нулю (например, ленгмюровские волны в плазме), то, как видно из формулы (29), критерий перекрытия резонансов оказывается значительно меньшим числа волн, участвующих в пакете. В этом случае, как это впервые, по-видимому, было отмечено в работе [13], динамика частиц должна быть хаотичной. При этом отметим, что нерелятивистская динамика частиц практически всегда соответствует случаю $\Omega \ll 1$.

4. Возбуждение высокочастотных колебаний низкочастотным шумом

Выше было отмечено, что при ППР возбуждаются низкочастотные колебания с широким спектром. Представляет интерес выяснить: будет ли энергия таких колебаний преобразовываться в энергию высокочастотных колебаний в плазме? Для простоты рассмотрим случай, когда выполняются следующие неравен-

ства: $\omega_H^2 \gg \omega^2 \gg \omega_p^2$. Кроме того, будем предполагать самый простой случай флуктуаций плотности частиц плазмы

$$\langle n \rangle = 0, \quad \langle n(\tau)n(\tau_1) \rangle = D\delta(\tau - \tau_1), \quad (30)$$

где $D \approx (\tilde{n}/n_0)^2$.

В этом случае можно провести усреднение уравнений (23)

$$\langle \dot{a}_1 \rangle = -\beta\omega_H \langle nc_2 \rangle, \quad \langle \dot{c}_2 \rangle = -\beta\omega_H \langle na_1 \rangle. \quad (31)$$

Для нахождений корреляций воспользуемся методом вариационных (функциональных) производных. Пользуясь формулами Фуруцу-Новикова (смотри, например, [14]), найдем следующее выражение для корреляции $\langle na_1 \rangle$

$$\langle na_1 \rangle = -D\beta\omega_H \left\langle \frac{\delta a_1}{\delta n} \right\rangle. \quad (32)$$

Вариационная производная функционала a_1 равна

$$\frac{\delta a_1}{\delta n} = -\beta\omega_H c_2. \quad (33)$$

Подставляя формулы (32) и (33) во второе уравнение системы (31), получим следующее уравнение для нахождения $\langle c_2 \rangle$:

$$\langle \dot{c}_2 \rangle = D(\beta\omega_H)^2 \langle c_2 \rangle. \quad (34)$$

Из уравнения (34) следует, что средняя величина высокочастотных волн экспоненциально нарастает под действием низкочастотной шумовой накачки. Инкремент этой неустойчивости равен

$$\Gamma_N = |\beta\omega_H n|^2 \approx \frac{\tilde{\omega}_p^2}{2\omega\omega_H}. \quad (35)$$

Интересно отметить, что величина этого инкремента практически совпадает с величиной инкремента (24), который характеризует развитие неустойчивости при регулярной накачке.

5. Результаты экспериментальных исследований

Эксперимент проводился на установке, схема которой детально описана в работе [6]. Главным элементом этой установки является цилиндрический резонатор (см. рис. 2), изготовленный из медной трубы внутренним диаметром 16 см и длиной 66 см, который мог возбуждаться на модах H_{10x} и H_{20x} . Центральная ось резонатора совпадала с направлением внешнего неоднородного магнитного поля. Это поле образовывало магнитную ловушку. Пробочное отношение ловушки равно 1.2–2. Длина однородной части магнитного поля ловушки в резонаторе изменялась от 25 до 66 см. В центральной части резонатора располагался петлевой зонд. Плазма в резонаторе создавалась электронным пучком с энергией 400–600 эВ и током 60–100 мА за счет пучково-плазменного разряда [6]. Давление в резонаторе можно было регулировать в пределах 10^{-4} – 10^{-6} мм.рт.ст. В основной серии экспериментов плотность плазмы была в пределах 10^9 см⁻³.

Отметим, что пучково-плазменный разряд к настоящему времени достаточно подробно изучен в теоретических и в численных исследованиях, а также и в эксперименте. Однако основное внимание в этих исследованиях было привлечено к изучению низкочастотной части спектра колебаний в процессе ППР. Это связано с тем, что было обнаружено много интересных особенностей в низкочастотном спектре ППР, которые были потенциально полезны для многих технологических приложений (см., например, [8,9]). Для измерения плотности, температуры и потенциала плазмы использовались зондовые методики [15–17]. Зонд Ленгмюра располагался в центральной части резонатора и мог перемещаться по радиусу. Запись показаний с зонда производилась на самописце (H_{306}) в виде графиков, которые в дальнейшем обрабатывались для получения параметров плазмы.

Во всех случаях наблюдался характерный вид спектра возбуждаемых колебаний, который представлен на рис. 3. Видно, что кроме ленгмюровских колебаний $f \sim 0.25$ ГГц, спектр содержит высокочастотные компоненты. Появление этих высокочастотных компонент трудно объяснить известными механизмами возбуждения колебаний.

Оценим эти механизмы. Первый механизм, который наиболее часто возникает в плазменных ловушках, это механизм циклотронной неустойчивости. Однако параметры ППР в данном случае таковы, что такая неустойчивость развиваться не может. Действительно, электронный пучок, который создает плазму, практически не имеет поперечной скорости, и не может возбуждать колебания на циклотронной частоте. Однако в плазменной ловушке функция распределения частиц плазмы по скоростям анизотропная. Это означает, что при таком распределении потенциально возможно развитие циклотронной неустойчивости.

Инкремент этой неустойчивости (см., например, [18]) должен удовлетворять следующему неравенству:

$$\Gamma \equiv (\text{Im} \omega / \text{Re} \omega) \ll (k_{\perp}^2 v_T^2 / 2\omega^2) < \beta_T^2. \quad (36)$$

Здесь v_T — тепловая скорость электронов плазмы; ω — частота возбуждаемой волны ($\omega \sim \omega_H$).

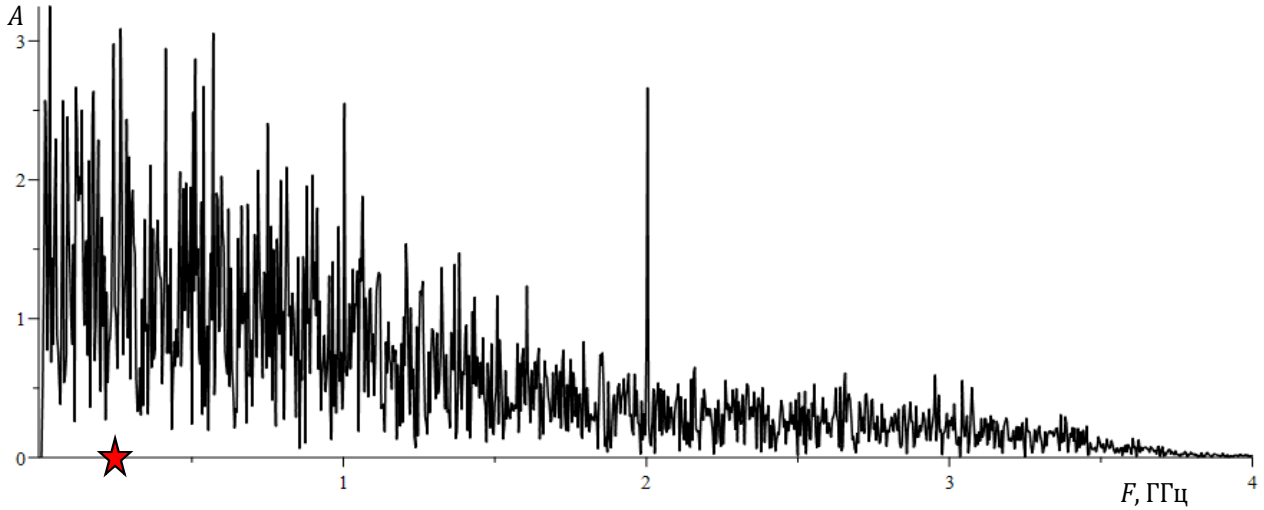


Рис. 3. Характерный вид спектра колебаний магнитоактивной плазмы в условиях ППР. Звездочкой отмечена частота ленгмюровских волн.

В условиях эксперимента температура плазмы не превышала $T \sim (20 - 30) \text{ eV}$ ($\beta_T^2 \sim 3 \cdot 10^{-5}$).

Отметим, что формула (36) получена в предположении, что вся тепловая скорость электронов плазмы сосредоточена в перпендикулярной компоненте, а функция распределения электронов плазмы является дельта-функцией. Учитывая, что добротность резонатора не-намного превосходила величину 100 ($Q \sim 100$), видно, что такая неустойчивость развиваться не может.

Вторая неустойчивость, которая потенциально могла возбудить высокочастотные компоненты в рассматриваемых условиях эксперимента, связана с переходным излучением электронного пучка. Как следует из [19], основная частота излучения такого пучка определяется формулой $\omega \approx (V / 2L)$, а инкремент этой неустойчивости пропорционален $(\omega_b / \omega)^2$. Укажем параметры пучка

$$E = (400 - 600) \text{ eV}, \quad I = (60 - 100) \text{ mA}, \quad S \approx 3.24 \text{ cm}^2,$$

$$n_b = \frac{I}{e\beta S c}, \quad \beta^2 \sim 10^{-3}, \quad (\omega_b / \omega)^2 \ll 10^{-2}.$$

Как видно из выражения для инкремента, в условиях эксперимента он недостаточен для развития этой неустойчивости. Кроме того, величина основной частоты не попадает в высокочастотную область спектра. Указанная неустойчивость может развиваться и при более высоких частотах

$$\omega = \frac{V}{2L} \{5\pi; 9\pi; 13\pi; \dots\}.$$

Однако инкременты возбуждения этих более высоких частот оказываются еще меньшими, чем инкремент возбуждения основной частоты.

Обращает на себя внимание аномально большой уровень спектральной компоненты на частоте 2.0 ГГц. Эта частота близка к одной из собственных частот вакуумного резонатора для Н-волны. Действительно, частоты двух соседних собственных волн резонатора равны 1.902 и 2.075 ГГц соответственно ($\Delta f = 0.173$ ГГц).

В соответствии с вышеприведенной теоретической моделью можно было бы ожидать не одну аномально большую спектральную линию, а две интенсивные спектральные линии. Такого результата можно добиться, если плазменная частота будет совпадать с расстоянием между собственными частотами резонатора, т.е. если $\Delta f = 0.25$ ГГц. Это означает, что в эксперименте плотность плазмы нужно уменьшать. Однако контролировать плотность плазмы в эксперименте трудно. В результате одна из высокочастотных волн, которая участвует в трехволновом взаимодействии, не является собственной волной резонатора. Амплитуды таких волн не могут быть большими.

Таким образом, известные механизмы возбуждения высокочастотных компонент спектра в условиях эксперимента не могут реализоваться. Нужно сказать, что такие условия эксперимента были выбраны специально, чтобы исключить появление этих неустойчивостей.

Заключение

В сформулированной выше (во втором разделе) математической модели был заложен алгоритм трехволнового взаимодействия. Однако для решения поставленной задачи (для доказательства возможности преобразования энергии от низкочастотных колебаний в энергию высокочастотных колебаний) достаточно было рассмотреть только линейную (параметрическую) стадию нелинейного трехволнового взаимодействия. Не представляет труда рассмотреть и более общую задачу — задачу о нелинейном трехволновом взаимодействии. Для этого, например, к системе уравнений (23) нужно добавить третье уравнение, которое будет описывать динамику изменения амплитуды низкочастотных колебаний (n). Для получения необходимой системы уравнений удобно воспользоваться алгоритмом, который описан в монографии [3]. Исходные уравнения, описывающие динамику комплексных амплитуд, получены из уравнений Максвелла и материальных уравнений плазмы. Эти уравнения удобно преобразовать для переменных a_k , модуль квадрата которых представляет собой энергию взаимодействующих волн

$$E = \omega_k N_k = \omega_k |a_k|^2. \quad (37)$$

В формуле (37) величина $N_k = |a_k|^2$ определяет число квантов каждой из взаимодействующих волн. В этом случае, как показано в [3], матричные элементы взаимодействия волн по модулю совпадают. Они отличаются только знаками. Для рассмотренной в данной работе модели соответствующая система уравнений для новых переменных a_k будет иметь вид

$$\dot{a}_1 = a_2 a_3, \quad \dot{a}_2 = a_1 a_3^*, \quad \dot{a}_3 = -a_1 a_2^*. \quad (38)$$

Система уравнений (38) отличается от той, которая выписана в монографии [3], только знаками в правой части этих уравнений. Система (38) имеет следующие интегралы:

$$N_2 + N_3 = \text{const}, \quad N_1 + N_3 = \text{const}, \quad N_1 - N_2 = \text{const}. \quad (39)$$

Эти соотношения аналогичны соотношениям Менли-Роу. Отличие заключается только в знаках этих соотношений. Например, из третьего соотношения следует, что только две высокочастотные волны могут одновременно нарастать. Между амплитудами других волн может происходить только обмен энергией.

Система уравнений (38) и интегралы (39) выписаны для описания регулярной динамики взаимодействующих волн. Если эта динамика становится нерегулярной, то, следуя алгоритму, представленному в [3], легко показать, что распределение энергии между взаимодействующими волнами подчиняется закону Рэлея-Джинса

$$E = \omega_k N_k = \omega_k |a_k|^2 = \text{const}. \quad (40)$$

Легко видеть, что это распределение плохо укладывается в результаты эксперимента, представленные на рисунке 3. Расхождение легко объясняется тем фактом, что в проведенных экспериментах всегда существовал источник накачки низкочастотных колебаний.

Отметим, что рассмотренный механизм преобразования энергии низкочастотных колебаний в энергию высокочастотных колебаний может иметь особое значение для нерелятивистской плазменной электроники. Действительно, известно, что основной проблемой релятивистской плазменной электроники является факт наличия проблемы вывода колебаний из плазмы, которые возбуждены в плазме потоком заряженных частиц. Известно также, что для решения этой проблемы были созданы гибридные структуры. Рассмотренный выше механизм может дать альтернативное решение проблемы вывода излучения из плазмы.

Авторы благодарят члена-корреспондента АН УССР Ваврива Дмитрия Михайловича за обсуждения результатов, полезные замечания и советы.

Список литературы

1. Ахиезер А. И. Электродинамика плазмы / М.: Наука, 1974. 720 с.
2. Александров А. В., Богданкевич Д. С., Рухадзе А. А. Основы электродинамики плазмы / М.: Высшая школа, 1988. 351 с.
3. Кадомцев Б. Б. Коллективные явления в плазме / М.: Наука, 1988. 240 с.
4. Вильгельмссон Х., Вейланд Я. Когерентное нелинейное взаимодействие волн в плазме / М.: Энергоиздат, 1981. 223 с.
5. Цытович В. Н. Нелинейные эффекты в плазме / М.: Наука, 1967. 240 с.
6. Антонов А. Н., Буц В. А., Ковальчук И. К., Ковпик О. Ф., Корнилов Е. А., Свиченский В. Г., Тарасов Д. В. Регулярные и стохастические распады волн в плазменном резонаторе // Физика плазмы. 2012. Т. 38. № 8. С. 693–708.
7. Файнберг Я. Б. Плазменная электроника // Атомная энергия. 1961. Т. 11. № 4. С. 31.
8. Шустин Е. Г., Исаев Н. В., Темиряева М. П., Тараканов В. П., Федоров Ю. В. Пучково-плазменный разряд в слабом магнитном поле как источник плазмы для плазмохимического реактора // Вопросы атомной науки и техники. Серия: Плазменная электроника и новые методы ускорения. 2008. № 4 (6). С. 114–118.
9. Мешков И. Н., Нагайцев С. С., Селезнев И. А., Сыресин Е. М. / М.: Препринт 90–12. Новосибирск. Институт ядерной физики 630090. 1990.
10. Buts, V.A., Vavriv, D.M., Nechayev, O.G., Tarasov, D.V. A Simple Method for Generating Electromagnetic Oscillations // IEEE Transactions on Circuits and Systems II. Express Briefs. 2015. Vol. 62. No. 1. P. 36–40.

11. Буц В. А., Ваврив Д. М. Роль невязимности в теории колебаний // Радиофизика и радиоастрономия. 2018. Т. 23. № 1. С. 60–71. DOI: 10.15407/Rpra23.01.060
12. Buts, V.A., Vavriv, D.M. The Effect of Nonreciprocity on the Dynamics of Coupled Oscillators and Coupled Waves. Problems of Atomic Science and Technology // ISSN 1562–6016. Kharkov. Problems of Atomic Science and Technology. 2018. No. 4 (116). P. 213–2016.
13. Заславский Г. М., Чириков Б. В. Стохастическая неустойчивость нелинейных колебаний / УФН. 1971. Т. 105. № 1. С. 3–40. DOI: 10.3367/UFNr.0105.197109a.0003
14. Кляцкин В. И. Статистическое описание динамических систем с флуктуирующими параметрами / М.: Наука. 1975. 235 с.
15. Козлов О. В. Электрический зонд в плазме / М.: Атомиздат. 1969.
16. Каган Ю. М., Перель В. И. Зондовые методы исследования плазмы // Успехи физических наук. 1963. Т. 81. № 3. С. 409–452.
17. Прокошев В. Г., Прокошева Н. С., Скоробогатова Т. В., Шишин С. И. Методические указания к лабораторным работам по физике. Физика атомов и молекул // Владимирский государственный университет. 2002.
18. Миллер Р. Введение в физику сильноточных пучков заряженных частиц. // М.: Москва: Мир. 1984. 432 с.
19. Буц В. О., Ковальчук І. К. Элементарный механизм возбуждения колебаний электронным пучком в резонаторе // УФЖ. 1999. Т. 44. № 11. С. 1356–1363.

Поступила 4 сентября 2019 г.

FEATURES OF SPECTRA OF OSCILLATIONS EXCITED IN MAGNETOACTIVE PLASMA

A.N. ANTONOV, V.A. BUTS

doi: 10.25210/jfop-1904-048056

A new mechanism is proposed for the formation of the high-frequency component of the oscillation spectrum of magnetoactive plasma. It is shown that the presence of nonreciprocal properties of such plasma opens a channel for converting the energy of low-frequency oscillations into the energy of high-frequency oscillations. This mechanism leads to the enrichment of the plasma oscillation spectrum in its high-frequency region. The experimental results are in qualitative agreement with the results of theoretical consideration.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 615.84

ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ КОНТАКТНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ. ИСТОЧНИК РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-057061

Дмитриев А. С. — инженер, ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Санкт-Петербург. E-mail: as_dmit@mail.ru**Потрахов Н. Н.** — д.т.н., проф., Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург.**Тимофеев Г. А.** — инженер, ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед». E-mail: gennady92@gmail.com**Аннотация**

В настоящей статье описывается метод интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ) для лечения рака легких и технические средства его реализации. В основном, внимание уделено источнику рентгеновского излучения на основе рентгеновской трубки с прострельным анодом и некоторыми модификациями, которые позволяют улучшить метод ИОЛТ, используемый в современной медицине.

Ключевые слова: интраоперационная лучевая терапия, контактная лучевая терапия, рентгеновская трубка, прострельная мишень, рентгеновский аппарат

Abstract

This paper will give a description of intraoperative radiation therapy (IORT) lung cancer treatment method and the technical equipment used for its implementation. Mainly, attention is paid to X-ray source based on transmission target X-tube with some modifications that will improve the IORT method that used in present medicine.

Keywords: intraoperative radiation therapy, contact radiotherapy, X-tube, transmission target, X-ray machine

По данным МАИР, рак легкого является наиболее часто встречаемым типом злокачественных новообразований (13% всех случаев). Наибольшее число умерших так же приходится на РЛ (1.6 млн., или 19.4% от общего количества смертей от рака) [1]. Одним из методов лечения является лучевая терапия — метод, при котором терапевтическое облучение пациентов производят гамма-излучением с энергиями от единиц до десятков МэВ или тормозным рентгеновским излучением (РИ). Дозное поле в теле пациента с максимумом мощности дозы излучения на опухоли создается путем внешнего облучения грудной клетки пациента с двух-трех направлений. Для уменьшения радиационной нагрузки на здоровые органы и ткани поле облучения с каждого направления формируется свинцовыми диафрагмами, ограничивающими первичный поток излучения [2]. Однако, вследствие большой проникающей способности используемого высокоэнергетического излучения, в значительном объеме облучаются также и здоровые ткани, в том числе, нормальная легочная ткань, лежащие на пути потока излучения перед опухолью и за ней. Таким образом, важной проблемой при лечении рака легкого является разработка новой методики лучевой терапии, так как обеспечить необходимую дозу облучения опухоли и при этом полностью исключить воздействие на здоровые ткани в рамках метода внешнего облучения невозможно.

Так как слой биологической ткани толщиной 10–15 мм способен поглотить излучение 50 кэВ, это позволяет без изменения положения источника излучения целиком облучить опухоль соответствующих размеров или перемещая источник излучения с нескольких сторон облучить более крупную опухоль. Однако при внешнем облучении излучение с такой низкой энергией поглотится здоровыми тканями грудной клетки, не достигнув клеток злокачественной опухоли, находящейся, например, в бронхах. Следовательно, необходим источник излучения конструкция которого позволит приблизить непосредственно излучающий элемент (мишень рентгеновской трубки) к опухоли на расстояние до нескольких миллиметров. Исходя из прошлого опыта в этой области [3], оптимальным техническим решением для поставленной задачи является разработка рентгеновского аппарата на 50 кВ.

С помощью подобного аппарата, оперируя такими параметрами, как спектр излучения (напряжение на трубке) и размер поля облучения, можно создать условия, при которых направленное излучение полностью поглотится патологической тканью, минимизировав воздействие на близлежащие здоровые ткани. На порядок уменьшается расстояние между источником РИ и опухолью по сравнению с методикой внешнего облуче-

ния, благодаря чему становится возможным увеличение мощности дозы излучения на поверхности опухоли более чем на два порядка, при прочих равных условиях. Пропорционально уменьшается общее время облучения, а также габариты и вес рентгеновского аппарата. Для обеспечения радиационной безопасности медперсонала отпадает необходимость в использовании специальных рентгенозащитных средств, так как низкоэнергетическое рентгеновское излучение (до 50 кэВ), генерируемое внутри грудной клетки пациента, полностью поглотится ее тканями. Сама процедура лучевой терапии упрощается и ее можно проводить в условиях обычной (не рентгеновской) хирургической операционной. Облучение может применяться как в качестве самостоятельного метода лечения, так и в комбинации с другими, в частности, с хирургическим удалением опухоли. Описанная методика получила определение — интраоперационная лучевая терапия (ИОЛТ) [4].

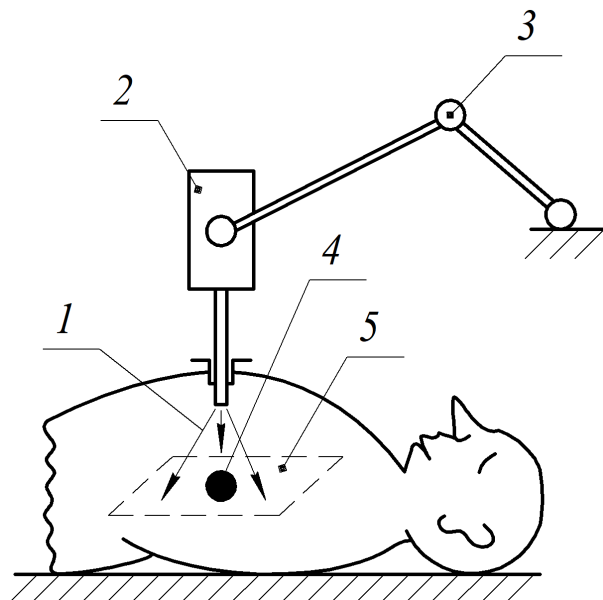


Рис. 1. Предлагаемая методика ИОЛТ рака легкого (схематично). 1 — рентгеновское излучение (РИ); 2 — моноблок источника РИ; 3 — устройство позиционирования моноблока (штатив); 4 — патологический очаг (опухоль); 5 — операционное поле.

К настоящему моменту, разработан специализированный источник РИ моноблочного типа, входящий в состав технических средств для вышеописанной отечественной методики ИОЛТ. В качестве генератора излучения используется рентгеновская трубка 0,15БТМ2-50 (III). В конструкции традиционных трубок мишень расположена внутри стеклянной колбы, но в случае трубки 0,15БТМ2-50 вольфрамовая мишень вынесена из стеклянного корпуса на длинной и тонкой анодной трубе, работая как мишень прострельного типа. Замкнутая система жидкостного охлаждения рассеивает на аноде трубки тепловую мощность до 150 Вт, что сократить время терапевтического сеанса до нескольких десятков секунд.

Благодаря малым диаметру и длине анодной трубы выносной анод возможно ввести в грудную клетку пациента через межреберный прокол, при этом расположив мишень рентгеновской трубки на необходимом расстоянии от очага онкологического заболевания.

Рентгеновская трубка и высоковольтный генератор находятся одном корпусе — моноблоке (рис. 2).

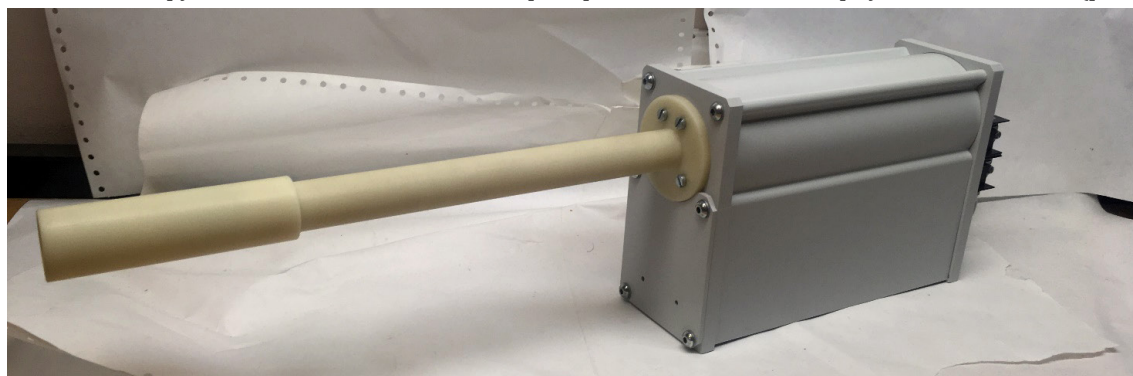


Рис. 2. Источник рентгеновского излучения для интраоперационной лучевой терапии (анод находится в защитном кожухе).

Выбор и установка режимов работы трубки осуществляются с помощью специального пульта управления. Индикация режимов работы источника излучения, включая время облучения, а также результаты самодиагностики отображаются на крупноформатном дисплее пульта. Посредством стандартного интерфейса RS-232 предусмотрен вывод всей перечисленной информации на экран внешнего персонального компьютера и осуществляется управления источником излучения от этого компьютера. Связь между моноблоком и пультом управления осуществляется по низковольтному кабелю [5].

Для подведения радиационной дозы к оперируемому участку тела пациента необходимо установить источник излучения в нужном положении. Для этой цели было разработано специальное штативное устройство, которое конструктивно можно разделить на две основные составляющие: опорная стойка и крепящаяся к ней система несущих рычагов.

Массивная опорная стойка обеспечивает устойчивость всей конструкции, а также служит в качестве станции управления всем аппаратом в целом. Внешний вид устройства представлен на рис. 3.



Рис. 3. Внешний вид готового устройства позиционирования с действующим макетом устройства источника РИ.

Большой электропривод, на котором располагается стойка, обеспечивает движение конструкции вверх-вниз. Моноблок крепится к малому электроприводу, размещенному на последней оси системы несущих рычагов, обеспечивая движение источника вдоль оси, перпендикулярной последней оси вращения манипулятора. Это необходимо для точного расположения моноблока относительно облучаемой поверхности.

Нынешний вариант устройства не является окончательным, ведутся работы по усовершенствованию модели до её добавления в состав технических средств для ИОЛТ.

С целью отслеживания расстояния от мишени прострельного анода до облучаемой поверхности разработано устройство на основе модуля лазерного дальномера (рис. 4).

Лазерный луч 7, генерируемый излучателем 2 лазерного дальномера 1, освещает облучаемую поверхность 9, проходя через световод 4. Отраженный световой луч 8 попадает на приемник 3 через световод 5. Торцы двух световодов закреплены на конце анода рентгеновской трубки 6. Результат измерений передается на пульт

управления. При проведении сеанса ИОЛТ такое устройство поможет предотвратить возможность повреждения механическим воздействием внутренних органов оперируемого. Также опираясь на результат измерений, можно регулировать расстояние анод-поверхность, таким образом задать размеры поля облучения.

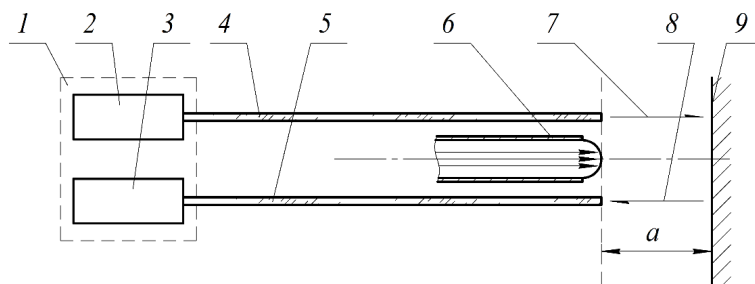


Рис. 4. Схема измерения расстояния анод-поверхность. 1 — дальномер; 2 — излучатель; 3 — приемник; 4 — выходной световод; 5 — входной световод; 6 — анод рентгеновской трубки; 7 — прямой луч; 8 — обратный луч; 9 — поверхность; a — измеряемое расстояние.

Поскольку рентгеновское излучение невидимо для человеческого глаза, для повышения точности позиционирования поля облучения на очаге онкологического заболевания разработано специальное устройство — указатель поля облучения (УПО) на основе излучающего светодиода. Конструкция устройства УПО представлена на рис. 5.

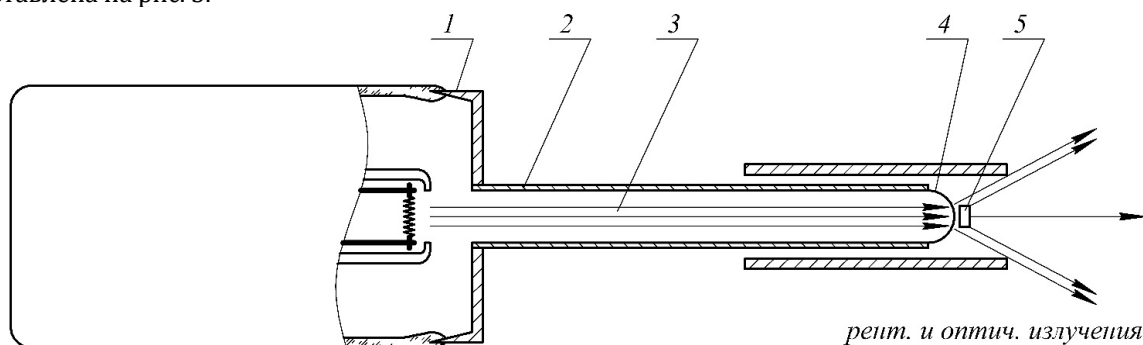


Рис. 5. Конструкция рентгеновской трубки 0,15БТМ2-50 (II) (схематично). 1 — корпус рентгеновской трубки; 2 — пролетная труба; 3 — поток электронов; 4 — мишень; 5 — светодиод.

Светодиод 5 крепится на торце пролетной мишени 4 с наружной стороны в точке фокусного пятна. Размеры светоизлучающей поверхности светодиода соответствуют размерам фокусного пятна. Цилиндрический аппликатор, надетый на пролетную трубу рентгеновской трубки 2, формирует не только поле рентгеновского облучения, но и одновременно оптическое поле светодиода. Таким образом, размеры обоих полей оптического и рентгеновских излучений, соответствуют друг другу. Тем самым реализуется возможность визуального контроля поля облучения.

Принцип работы устройства указателя поля облучения проиллюстрирован на рис. 6.



Рис. 6. Области засветки источников видимого (а) и рентгеновского (б) излучения на расстоянии анод-поверхность 7.5 см.

Клинические испытания комплекта основных технических средств для ИЛОТ запланированы на лето 2020 года при участии специалистов онкологического центра на базе Клинической больницы 122 им. Л. Г. Соколова, Санкт-Петербург.

Список литературы

1. Forman, D., Bray, F., Brewster, D.H., Gombe Mbalawa, C., Kohler, B., Piñeros, M., Steliarova-Foucher, E., Swaminathan, R., and Ferlay, J. Cancer incidence in five continents // IARC Scientific Publication. 2014. Vol. X. No. 164.
2. Линденбратен Л.Д., Лясс Ф.М. Медицинская радиология: учеб. литература / М.: Медицина, 1986. 368 с. 3-е изд. ISBN 9785458389693
3. Gerard, J.P., Sun Myint, A, Lindegaard, J. et.al. Renaissance of contact x-ray therapy for treating rectal cancer // Expert Rev. Med. Devices 2011. Vol. 8(4). P. 483–492. DOI: 10.1586/erd.11.28
4. Calvo, F.A., Meirino, R.M., and Orecchia, R. Интраоперационная лучевая терапия: обоснование метода, технические аспекты, результаты клинического применения / М.: Онкохирургия. Онкохирургия Инфо. 2010. ISSN: 2077-4230. eISSN: 2077-4249
5. Клонов В.В., Потрахов Н.Н. Интраоперационная лучевая терапия и современные технические средства для реализации. Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии / М.: ООО «Графика». 2018. С. 92-94.

Поступила 21 октября 2019 г.

INTRAOPERATIVE CONTACT RADIATION THERAPY TECHNICAL EQUIPMENT. X-RAY SOURCE

A.S. DMITRIEV, N.N. POTRAKHOV, AND G.A. TIMOFEEV

doi: 10.25210/jfop-1904-057061

External beam radiotherapy is one of ways to treat lung cancer. But it is not effective method in comparison with another - intraoperative radiation therapy (IORT). IORT allows using low energy radiation beam for treatment and decrease indirect radiation dose. The 50 kV X-ray machine is optimal solution for technical implementation of this method. The X-ray source itself is based on transmission target X-tube. Also, the IORT technical equipment contains some auxiliary devices. There are anode-surface distance meter based on laser rangefinder and irradiation field designator. The special holder stand was developed to position the X-ray source about the operating field during the IORT session. By using default RS-232 interface information about working mode, including expose time and self-test results and also results of anode-surface distance measurement can be transfer from console to external computer. Now the set of IORT technical equipment is ready for clinical tests and examination.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 612.014.422

АНТРОПОМОРФНОЕ УПРАВЛЕНИЕ ПРОТЕЗОМ ПРЕДПЛЕЧЬЯ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ МИОГРАФИИ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-062068

Кобелев А. В. — старший преподаватель кафедры БМТ-2 «Медико-технические информационные технологии», Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва.

E-mail: ak.mail.ru@gmail.com

Щукин С. И. — д.т.н., проф., декан факультета «Биомедицинская техника», Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана. E-mail: schookin@bmstu.ru

Аннотация

Проведённые исследования показали, что совместное использование электроимпедансного и электромиографического сигналов, зарегистрированных с одной системы электродов, позволяет получить не только информацию о параметрах электрической активности мышцы, но и оценить степень её сокращения. В совокупности, представляется возможным организовать антропоморфное управление, пропорциональное степени сокращения мышцы, с временными задержками не более, чем в организме, то есть порядка 100 мс. Экспериментально установлено отличие сигналов схвата-раскрытия кисти от ротации, которое позволяет реализовать управление этими движениями кисти и отличать их в реальном времени.

Ключевые слова: электрический импеданс, протез, антропоморфный, управление

Abstract

Studies have shown that the combined use of electrical impedance and electromyographic signals recorded from one system of electrodes, allows to get not only information about the parameters of the electrical activity of the muscle, but also to assess the degree of its contraction. It seems possible to organize anthropomorphic control proportional to the degree of muscle contraction, with time delays of no more than in the body, that is, about 100 ms. The difference between the gripping-opening signals of the hand and rotation, which allows to control these hand movements and distinguish them in real time, has been experimentally established.

Keywords: electrical impedance, prosthesis, control

Введение

На государственных протезно-ортопедических предприятиях России протезами верхних конечностей ежегодно протезируются от 6 до 7 тыс. инвалидов (в основном функционально-косметическими протезами), в том числе биоэлектрическими протезами лишь 200–300 человек. За рубежом, например в США, в 2005 году насчитывалось приблизительно 41000 человек, живущих с потерей верхних конечностей, с прогнозируемым увеличением на 131% к 2050 году [46]. Пациентам с потерей верхней конечности приходится выбирать между пассивными, тяговыми и миоэлектрическими протезами.

Пассивные протезы обеспечивают только эстетически приятную замену отсутствующей конечности. Тяговые протезы используют систему ремней для управления от здоровой конечности. Миоэлектрические протезы управляются сигналами поверхностной электромиографии, регистрируемыми от оставшихся мышц культи. Принципиальные преимущества данных протезов по сравнению с механическими тяговыми протезами заключаются в естественности реализации действий инвалида, при этом значительно снижаются нагрузки на инвалида, исключаются неестественные компенсационные движения.

Существенным препятствием в создании протезов верхних конечностей с несколькими степенями свободы является сложность управления. Например, функциональность миоэлектрического протеза [28] ограничена количеством независимых электромиографических сигналов, которые могут быть записаны с оставшейся конечности. При ампутации предплечья, как правило, можно идентифицировать только два участка расположения электродов — в проекции мышц сгибателей и разгибателей кисти.

Инвалиды с потерей верхних конечностей отдают предпочтение неинвазивным методам управления протезом. В основном их интересуют не повышенные возможности и ощущение прикосновений, а вес, стоимость, долговечность, простота использования и обучения, надёжное выполнение двух основных функций протеза — схвата и ротации [10].

Материалы и методы

Предплечье после ампутации сохраняет свое представление в моторной коре, и инвалиды воспринимают потерянную конечность так, как если бы она все еще присутствовала [33]. Активация этой фантомной

руки вызывает сокращения остаточных мышц в культе, которые можно обнаружить по миоэлектрическим потенциалам на поверхности кожи и использовать управления протеза [3]. Протезы с внешним источником энергии, известные как миоэлектрические или биоэлектрические протезы обычно управляются двумя электромиографическими (ЭМГ) сигналами, записанными с остаточной конечности.

В традиционной системе управления протезом предплечья [1, 37], два биполярных датчика ЭМГ устанавливаются в приёмную гильзу протеза в проекциях мышц-сгибателей и разгибателей остаточной части предплечья. Оценивая текущую амплитуду огибающей сигнала ЭМГ, управляющий контроллер устанавливает напряжение, приложенное к двигателю протеза, пропорциональное интенсивности напряжения мышц [36]. Эта функциональность в основном и используется для пропорционального двухканального управления скоростью закрытия и открытия протеза [2]. Для управления большим количеством движений используются эвристические алгоритмы переключения между режимами работы — функциональные цепи [25], которые требуют специального обучения инвалида, противоречат интуиции и не позволяют одновременно управлять несколькими типами движений протеза. Например, для переключения между состояниями, инвалид может использовать датчики силы и скольжения [8, 20, 22, 27], особые сокращения мышц-антагонистов [23], таймер [21] или механический переключатель [19].

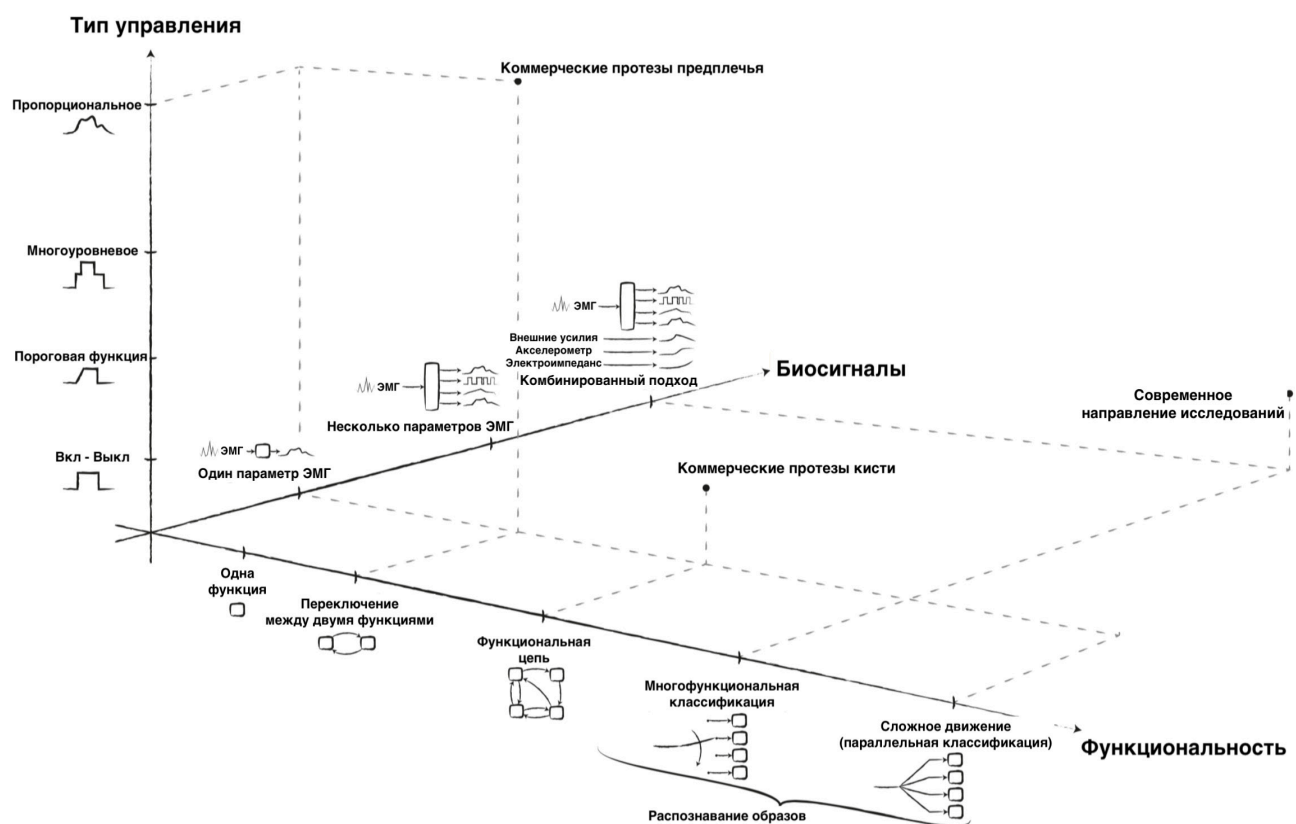


Рис. 1. Классификация систем управления протезами верхних конечностей [13].

Чтобы преодолеть ограничения традиционного двухканального управления, используются методы машинного обучения для извлечения управляющей информации из большего числа каналов, обычно от 4 до 10 [29–31]. Большинство предлагаемых подходов основаны на классификации сигналов, в которой набор информативных характеристик ЭМГ соответствует набору выполняемых движений [7, 11, 16]. Это бинарное управление по типу «включено / выключено» может быть дополнено пропорциональной активацией каждого движения на основе оценки амплитуды ЭМГ [5, 7]. Классификация допускает только последовательное выполнение отдельных движений протеза. Данный подход можно распространить на комбинированные движения [42, 43]. Однако снижается точность классификации и нет возможности осуществлять независимое управление скоростью выполнения каждого движения в составе комбинированного [15].

Снизить вероятность неправильной классификации можно, используя многоуровневое управление, при котором инвалид может достигать нескольких уровней управляющего сигнала для функции протеза [39]. Например, протез может иметь две возможные скорости привода, «медленную» и «быструю», в зависимости от амплитуды сигнала ЭМГ. Этот метод можно комбинировать с пороговой функцией управления [38].

Внедрение подходов машинного обучения в клиническую практику все еще ограничено из-за их недостаточной надежности в быту [18]. Производители протезов [47–52] по-прежнему полагаются на классическое двухканальное управление по амплитуде огибающей ЭМГ; только одна компания [53] производит контроллер на основе машинного обучения. Высокая эффективность работы системы управления, полученная в лабораторных условиях, существенно снижается под воздействием таких факторов, как: изменение положения руки [12], смещение электродов в ходе эксплуатации [17, 44], состояние кожи [18], механическая нагрузка из-за веса протеза [9], значительный временной промежуток между обучением и применением [6], усталость мышц в процессе использования протеза [4].

Недостатком известных способов электромиографического управления является то, что сигналы ЭМГ отражают процессы активации мышечного сокращения, но не дают представления о биомеханических параметрах и движении самой мышцы при сокращении. Начало мышечного сокращения инициируется электрическими импульсами в нервных стволах, приходящих в мышечные волокна. Эти импульсы деполяризуют мембрану мышечных клеток, в результате чего в мышечных волокнах создается потенциал действия, который быстро распространяется по нервному волокну и приводит к его сокращению. Сигналы деполяризации от стимулированных одновременно мышц накладываются, поэтому затруднительно получить сигнал ЭМГ, отражающий активность конкретной мышцы.

Современные исследования в области бионического управления направлены на реализацию антропоморфного по степени сокращения мышечных структур управления как при типовых, так и для сложных движений. Антропоморфность управления также требует, чтобы сигнал управления формировался с временной задержкой не более, чем в организме, то есть порядка 100 мс [24].

Сегодня в профессиональном научном сообществе сложилось обоснованное понимание, что исключительно электромиографическими измерениями достичь качественного нового уровня управления не удастся, и, в дополнение к электромиографии и самостоятельно, исследуются альтернативные методы оценки мышечной активности, такие как:

- накожные и имплантированные электродные системы, многоэлектродные матрицы [32];
- ультразвуковые [45] и оптические методы измерения процессов мышечной активности [35];
- электроимпедансная томография мышц [41];
- применение методов магнитомиографии, электромагнитной спектроскопии и вихретоковых методов, направленных на регистрацию параметров сокращения мышц [14].

Применение физических методов, способных оценить движение границ тканей, утолщение мышц в процессе сокращения, потенциально позволит извлечь более достоверную информацию о силомоментных характеристиках движения. К таковым можно отнести УЗИ, КТ, МРТ, а также измерение электрического импеданса.

Высокая стоимость оборудования и недостаточное пространственное разрешение УЗИ, КТ и МРТ, составляющее порядка 1 мм, не позволяет использовать их в медицинской реабилитации, поскольку значимые перемещения мышц составляют порядка 0.1 мм.

Преимуществом неинвазивной регистрации биомагнитных явлений в сравнении с биоэлектрическими является отсутствие необходимости в контакте с кожей человека [14]. Однако, необходимость использования жидкого геля, или азота, желательность проведения измерений в магнитоэкранированной комнате, сегодня являются недостатками данных методов и оборудования.

Новым направлением является электроимпедансная томография мышц [41], позволяющая оценить «картину» расположения мышц до и после выполнения движения. На сегодняшний день эта технология позволяет отличать до 11 жестов рук. Однако недостаточное пространственное разрешение не позволяет оценить процесс в реальном времени.

Проблемой остаются артефакты движения, особенно для оптических и ультразвуковых датчиков. Возмущения на границе раздела электрод-кожа приводят к искажению сигнала ЭМГ в информативном диапазоне частот от 10 до 100 Гц [40].

Методикой, которая потенциально более устойчива к этим помехам, является электроимпедансная миография. Она основана на измерении изменения электрического импеданса мышц, которые происходят во время мышечных сокращений [26, 34]. В последнее время появились исследования [26], в которых показана возможность использования электрического импеданса для определения движений нижней конечности.

Данная работа направлена на создание антропоморфного нейромышечного интерфейса, который основан на синхронной регистрации поверхностной электромиограммы и электрического импеданса с одной электродной системы. Электродные системы располагались у локтя на мышцах-антагонистах, которые отвечают за схват и раскрытие кисти.

Исследования проводились с использованием двухканальной электроимпедансной системы, принцип работы одного канала которой иллюстрируется на рис. 2. Источник тока пропускает переменный электрический ток частотой 100 кГц и амплитудой 5 мА через токовые электроды, расположенные на поверхности кожных покровов над мышцей.

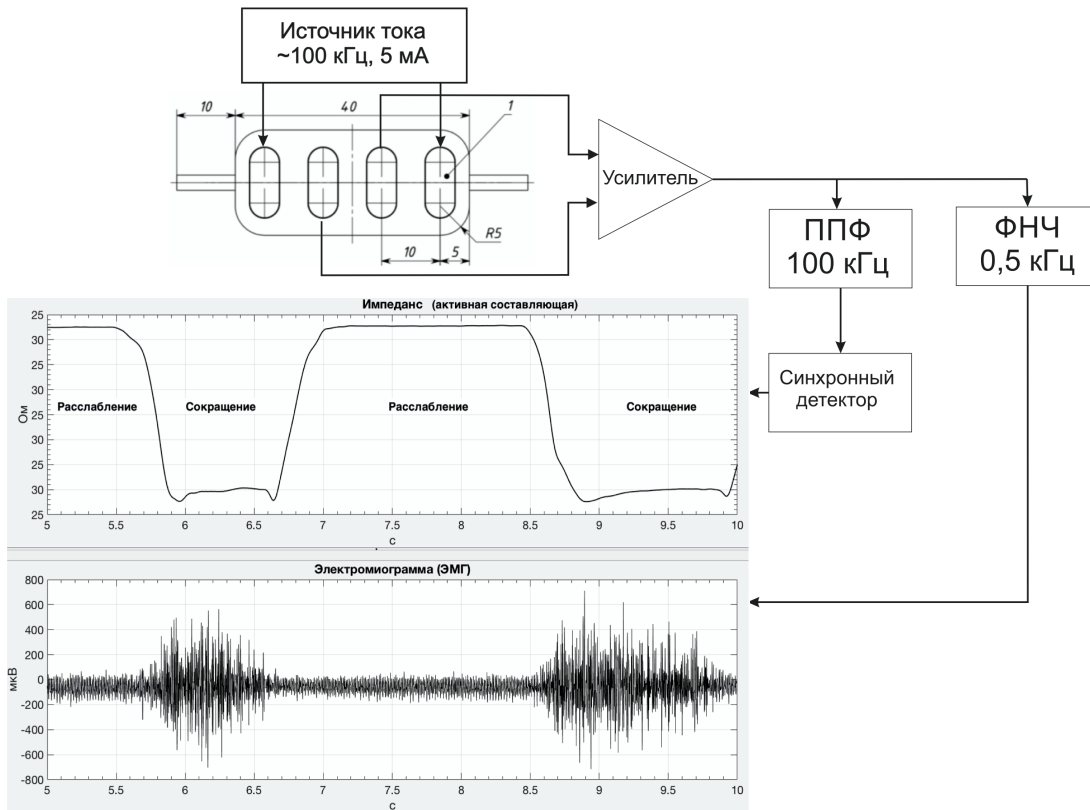


Рис. 2. Принцип синхронной регистрации сигнала ЭМГ и электрического импеданса с одной электродной системы.

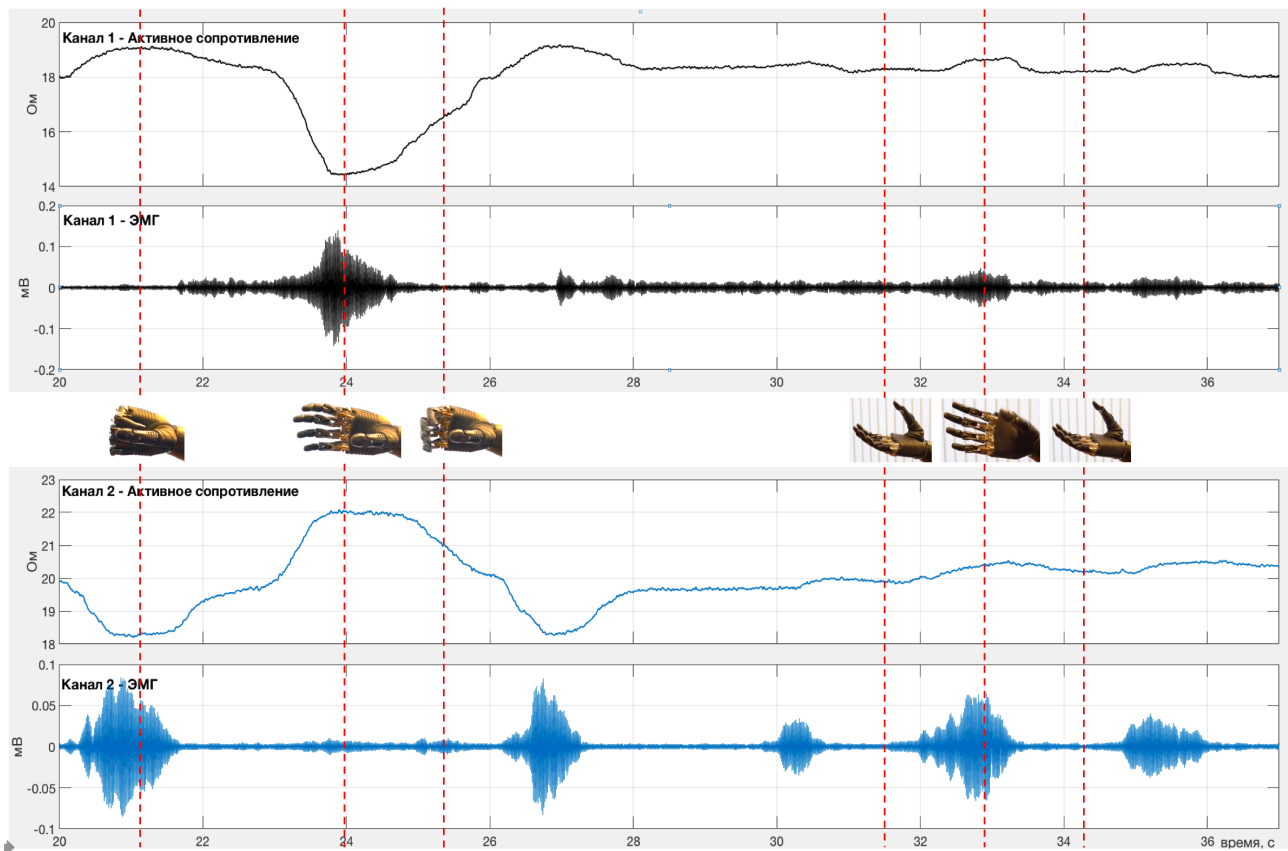


Рис. 3. Синхронная двухканальная регистрация активной составляющей электрического импеданса и ЭМГ при выполнении движений схват-раскрытие и ротация кисти.

Напряжение на потенциальных электродах, которое регистрирует входной инструментальный усилитель, представляет собой сумму синфазной помехи, сигнала ЭМГ и амплитудно-модулированного напряжения на частоте 100 кГц, возникающее как разность потенциалов от воздействия источника тока — сигнал электрического импеданса.

Сигнал ЭМГ выделяется полосовым фильтром с полосой пропускания от 50 Гц до 400 Гц; амплитудно-модулированный сигнал электрического импеданса — полосовым фильтром с центральной частотой 100 кГц и детектируется синхронным детектором.

Процесс мышечного сокращения приводит к пропорциональным изменениям в активной составляющей электрического импеданса (рис. 2). Это проявляется в противофазном поведении импедансных сигналов с мышц-антагонистов при схвате-раскрытии кисти (рис. 3). При раскрытии кисти, мышца-разгибатель утолщается. Её удельное сопротивление меньше, чем у кожи, поэтому сигнал активного сопротивления уменьшается. Сопротивление, измеренное с мышцы-антагониста, наоборот, увеличивается.

Экспериментально установлено отличие электроимпедансных сигналов схвата-раскрытия кисти от ротации кисти. В случае выполнения ротации сигналы синфазны (рис. 3). Таким образом можно отличить два различных типовых движения без использования искусственных переключателей.

Заключение

Мышечное сокращение приводит к пропорциональным изменениям в активной составляющей электрического импеданса. Это проявляется в противофазном поведении импедансных сигналов с мышц-антагонистов при сгибании-разгибании кисти. Экспериментально установлено отличие сигналов схвата-раскрытия кисти от ротации, которое позволяет реализовать управление этими движениями кисти и отличать их в реальном времени.

Сигналы активного сопротивления чувствительны к другим движениям, выполняемых рукой, например, сгибанию в локте. Для определения абсолютных значений степени схвата или ротации кисти необходима индивидуальная калибровка. Определение типа движения и его степени по электроимпедансным сигналам занимает менее 100 мс, что позволяет реализовать антропоморфное управление протезом, и, как следствие, значительно улучшить удобство его использования.

Список литературы

1. Гурфинкель В. С. Биоэлектрическое управление / М.: Наука, 1972.
2. Петров В. Г., Замицкий Ю. И., Буров Г. Н. и др. Технология изготовления протезов верхних конечностей. / СПб.: Гиппократ. 2008. 128с. ISBN: 5-8232-0260-1
3. Славущий Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / М.: Медицина, 1982. (288). С. 20.
4. Almström, C., Herberts, P., and Körner, L. Experience with Swedish Multifunctional Prosthetic Hands Controlled by Pattern Recognition of Multiple Myoelectric Signals // International Orthopaedics. 1981. No. 1 (5). P. 15–21.
5. Amsuess, S. et al. A Multi-Class Proportional Myocontrol Algorithm for Upper Limb Prosthesis Control: Validation in Real-Life Scenarios on Amputees // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2014. No. 5 (23). P. 827–836.
6. Amsüss, S. et al. Long Term Stability of Surface EMG Pattern Classification for Prosthetic Control IEEE. 2013. P. 3622–3625.
7. Castellini, C., Van Der Smagt, P. Surface EMG in Advanced Hand Prosthetics // Biological Cybernetics. 2009. No. 1 (100). P. 35–47.
8. Chappell, P.H. et al. Control of a Single Degree of Freedom Artificial Hand // Journal of Biomedical Engineering. 1987. No. 3 (9). P. 273–277.
9. Cipriani, C. et al. Influence of the Weight Actions of the Hand Prosthesis on the Performance of Pattern Recognition Based Myoelectric Control: Preliminary Study IEEE. 2011. P. 1620–1623.
10. Engdahl, S.M. et al. Surveying the Interest of Individuals with Upper Limb Loss in Novel Prosthetic Control Techniques // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2015. P. 1–11.
11. Englehart, K., and Hudgins, B. A Robust, Real-Time Control Scheme for Multifunction Myoelectric Control // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2003. No. 7 (50). P. 848–854.
12. Fougner, A. et al. Resolving the Limb Position Effect in Myoelectric Pattern Recognition // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2011. No. 6 (19). P. 644–651.
13. Fougner, A. et al. Control of Upper Limb Prostheses: Terminology and Proportional Myoelectric Control — a Review // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2012. No. 5 (20). P. 663–677.
14. Garcia, M.A.C., Baffa, O. Magnetic Fields From Skeletal Muscles: a Valuable Physiological Measurement? // Frontiers in Physiology. 2015. (6). P. 228.
15. Hahne, J.M. et al. Simultaneous Control of Multiple Functions of Bionic Hand Prostheses: Performance and Robustness in End Users // Science Robotics. 2018. No. 3630 (3).
16. Hahne, J.M., Graimann, B., and Müller, K.-R. Spatial Filtering for Robust Myoelectric Control // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. No. 5 (59). P. 1436–1443.
17. Hwang, H.-J., Hahne, J. M., and Müller, K.-R. Real-Time Robustness Evaluation of Regression Based Myoelectric Control Against Arm Position Change and Donning/Doffing // PLoS One. 2017. No. 11 (12). P. e0186318.
18. Jiang, N. et al. Myoelectric Control of Artificial Limbs — is There a Need to Change Focus? // IEEE Signal Processing Magazine. 2012. No. 5 (29). P. 150–152.

19. Krasuk, G. et al. Upper Limb Functional Prosthesis Control System Via Analog Signal Microprocessor. 1987.
20. Kyberd, P.J. et al. MARCUS: a Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control // IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. 1995. No. 1 (3). P. 70–76.
21. Kyberd, P.J. et al. The ToMPAW Modular Prosthesis: a Platform for Research in Upper-Limb Prosthetics // JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 2007. No. 1 (19). P. 15–21.
22. Kyberd, P. J., Chappell P.H. The Southampton Hand: an Intelligent Myoelectric Prosthesis // Journal of Rehabilitation Research and Development. 1994. No. 4 (31). P. 326–334.
23. Lovely, D. F. Signals and Signal Processing for Myoelectric Control Springer, 2004. P. 35–54.
24. Miller, R. B. Response Time in Man-Computer Conversational Transactions 1968. P. 267–277.
25. Muzumdar, A. Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application; 11 Tables / A. Muzumdar, Springer Science & Business Media, 2004.
26. Nakamura, T. Impedance Characteristics and Data Processing for Analysis of Human Movement 2001.
27. Nightingale, J. M. Microprocessor Control of an Artificial Arm // Journal of Microcomputer Applications. 1985. No. 2 (8). P. 167–173.
28. Ohnishi, K., Weir, R. F., and Kuiken, T. A. Neural Machine Interfaces for Controlling Multifunctional Powered Upper-Limb Prostheses // Expert Review of Medical Devices. 2007. No. 1 (4). P. 43–53.
29. Oskoei, M. A., Hu, H. Myoelectric Control Systems — a Survey // Biomedical Signal Processing and Control. 2007. No. 4 (2). P. 275–294.
30. Parker, P., Englehart, K., and Hudgins, B. Myoelectric Signal Processing for Control of Powered Limb Prostheses // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2006. No. 6 (16). P. 541–548.
31. Peerdeman, B. et al. Myoelectric Forearm Prostheses: State of the Art From a User-Centered Perspective. // Journal of Rehabilitation Research & Development. 2011. No. 6 (48).
32. Radmand A., Scheme E., Englehart K. High-Density Force Myography: a Possible Alternative for Upper-Limb Prosthetic Control // Journal of Rehabilitation Research & Development. 2016. No. 4 (53).
33. Ramachandran, V. S., Hirstein, W. The Perception of Phantom Limbs. The DO Hebb Lecture. // Brain: a Journal of Neurology. 1998. No. 9 (121). P. 1603–1630.
34. Rutkove, S. B. Electrical Impedance Myography: Background, Current State, and Future Directions // Muscle & Nerve. 2009. № December (40). P. 936–946.
35. Sarillee, M. et al. Non-Invasive Techniques to Assess Muscle Fatigue Using Biosensors: a Review IEEE, 2014. P. 187–192.
36. Sears, H.H., Shaperman, J. Proportional Myoelectric Hand Control: an Evaluation // American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 1991. No. 1 (70). P. 20–28.
37. Sherman, E.D. A Russian Bioelectric-Controlled Prosthesis: Report of a Research Team From the Rehabilitation Institute of Montreal // Canadian Medical Association Journal. 1964. No. 24 (91). P. 1268.
38. Simon, A. M. et al. A Decision-Based Velocity Ramp for Minimizing the Effect of Misclassifications During Real-Time Pattern Recognition Control // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011. No. 8 (58). P. 2360–2368.
39. Simon, A. M., Stern, K., and Hargrove, L. J. A Comparison of Proportional Control Methods for Pattern Recognition Control IEEE. 2011. P. 3354–3357.
40. Spanias, J. A., Perreault, E. J., and Hargrove, L. J. Detection of and Compensation for EMG Disturbances for Powered Lower Limb Prosthesis Control // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2015. No. 2 (24). P. 226–234.
41. Wu, Y. et al. A Human-Machine Interface Using Electrical Impedance Tomography for Hand Prosthesis Control // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2018. No. 6 (12). P. 1322–1333.
42. Young, A. J. et al. Classification of Simultaneous Movements Using Surface EMG Pattern Recognition // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. No. 5 (60). P. 1250–1258.
43. Young, A. J. et al. A Comparison of the Real-Time Controllability of Pattern Recognition to Conventional Myoelectric Control for Discrete and Simultaneous Movements. // Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2014. No. 1 (11). P. 5.
44. Young, A. J., Hargrove, L. J., and Kuiken, T. A. The Effects of Electrode Size and Orientation on the Sensitivity of Myoelectric Pattern Recognition Systems to Electrode Shift // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011. No. 9 (58). P. 2537–2544.
45. Zheng, Y. P. et al. Sonomyography: Monitoring Morphological Changes of Forearm Muscles in Actions with the Feasibility for the Control of Powered Prosthesis // Medical Engineering & Physics. 2006. No. 5 (28). P. 405–415.
46. Ziegler-Graham, K. et al. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050 // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2008. No. 3 (89). P. 422–429.
47. Liberating Technologies, Inc. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.liberatingtech.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
48. Motion Control, Inc. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.utaharm.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
49. Otto Bock Duderstadt, Germany [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ottobock.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
50. Steeper Group [Электронный ресурс]. URL: <https://www.steepergroup.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
51. Össur Global [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ossur.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
52. Shanghai Kesheng Prosthese, Shanghai, China [Электронный ресурс]. URL: <http://www.keshen.com/> (дата обращения: 10.10.2019).
53. Coapt Complete Control [Электронный ресурс]. URL: <http://coaptengineering.com> (дата обращения: 07.10.2019).

Поступила 21 октября 2019 г.

ANTROPOMORPHIC PROTHESIS CONTROL BASED ON ELECTRIC IMPEDANCE MYOGRAPHY

A.V. KOBEL'EV, S.I. SHCHUKIN
Bauman Moscow State Technical University

doi: 10.25210/jfop-1904-062068

In the development of neurocontrolled biotechnological systems, an important problem is to justify such methods of obtaining information about the movement in progress that allow one to determine both its type and give a numerical assessment of force-moment characteristics. The control methods that are widespread and developed today, in particular, on the basis of electromyogram signals and others, do not allow to obtain detailed information on the biomechanical characteristics of muscle activity, and, as a result, do not allow to determine the type of limb segment movement and its torque parameters.

The method of electrical impedance myography is based on the joint recording of the electrical impedance signal and the sEMG signal synchronously from one electrode system. Studies have shown that the use of an electrical impedance signal allows one to obtain biomechanical information on the degree of muscle contraction, and electromyographic information on the parameters of electrical activity. Together, it seems possible to organize anthropomorphic control proportional to the degree of muscle contraction, with time delays of no more than in the body, that is, about 100 ms. The difference between the gripping-opening signals of the hand and the rotation is established experimentally, which allows realizing the control of these movements of the hand and distinguishing them. This will allow realizing real-time control systems, copying systems, creating rehabilitation robotic devices and bionic manipulators. The technology can be used to create exoskeletons for medical and industrial purposes, bionic exo- and endoprotheses, rehabilitation robotic complexes for patients with impaired motor functions with a qualitatively different functionality.

Уважаемые читатели!

Подписка на журнал оформляется через подписное
агентство «Книга-Сервис» и объединенный каталог
«Пресса России» (подписной индекс **29196**)

Журнал включен:

- В *Российский индекс научного цитирования (РИНЦ)*.
- В базу данных *Russian Science Citation Index (RSCI)* на платформе *Web of Science*.
- В *Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук*.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 57.089

ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНАЯ ОККЛЮЗНАЯ ВИЗАЛИЗАЦИЯ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ ВЕНОЗНЫХ СОСУДОВ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-069073

Аль Харош М. Б. — аспирант, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва

Щукин С. И. — д.т.н., проф., декан факультета «Биомедицинская техника», Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана. E-mail: schookin@bmstu.ru

Аннотация

Работа содержит результаты теоретических и экспериментальных исследований на добровольцах для определения механизмов формирования электрического импеданса при венозной окклюзии. Сформулированы требования к параметрам электродных систем обеспечивающие необходимую чувствительность измеряемых данных к локализации вен. Проведено экспериментальное исследование для определения локализации периферических венозных сосудов на 11 добровольцах. Сделан вывод о диапазоне визуализации периферических венозных сосудов. Определена точность проекции венозных сосудов на поверхность кожных покровов.

Ключевые слова: электрический импеданс, венозная окклюзия, диаметр вены, электродная система

Abstract

The work contains the results of theoretical and experimental studies on volunteers to determine the mechanisms of formation of electrical impedance during venous occlusion. The requirements to the parameters of electrode systems are formulated that provide the necessary sensitivity of the measured data to the localization of veins. An experimental study was conducted to determine the localization of peripheral venous vessels in 11 volunteers. The conclusion is drawn on the range of visualization of peripheral venous vessels. The accuracy of the projection of venous vessels on the skin surface is determined.

Keywords: electrical impedance, vein diameter, venous occlusion, electrode system

Введение

Согласно литературным данным было определено, что за один год в мире для обеспечения различных видов внутривенной терапии врачами устанавливается свыше 500 миллионов периферических венозных катетеров. При этом количества успешных пункции с первой попытки составляет 95,2 процентов, таким образом, трудно локализовать вены в случае около 14 миллионов случаев с первого раза[1]. В связи с этим разработка метода локализации вен, с помощью которого можно повысить уровень оказания медицинской помощи, а также уменьшить время на проведение медицинской манипуляции, считается актуальной задачей медицины и биомедицинской инженерии.

Некоторые устройства, разработанные в последнее время, способны визуализировать периферические вены. Например, ультразвуковые методы обеспечивают хорошее качество изображения поверхностных и глубоких сосудов, но существует недостаток, связанный с необходимостью привлечением дорогостоящей аппаратуры и специалиста ультразвуковой диагностики. Оптические методы предназначены для повышения контрастности подкожных вен имеют низкую чувствительность к венам, находящимся на глубине выше 5 мм. Венография обеспечивает изображение вен после введения контрастного вещества, однако данный метод является инвазивным и не позволяет локализовать вены в реальном времени. Электроимпедансный метод для локализации сосудов применяется, в основном западными и отечественными учеными, для инвазивного применения в работах связанных с определением типа биоткани (Grimnes S., Martinsen O. G., 2010) а также для малоинвазивного применения в работах связанных с автоматизированным методом венепункции (С.И. Щукин, И.А. Кудашов, 2016). Известные методы не позволяют определить проекцию вены на поверхность кожных покровов [2,3]. В связи с перечисленными особенностями известных прототипов было предложено разработать биотехническую систему неинвазивной локализации периферических вен на основе измерения электрического импеданса.

Однако, предварительный анализ показывает, что для разработки подобной технологии локализации периферических венозных сосудов необходимо решить ряд научно-технических задач связанных в первую очередь с: исследованием механизма влияния геометрических параметров и глубин залегания кровеносных сосудов на величину импеданса; обоснованием и разработкой метода измерения; разработкой и исследованием эффективности метода локализации периферических венозных сосудов. Решение перечисленных выше задач является предметом данной статьи.

Материалы и методы

Для разработки соответствующей электродной системы обеспечивающей необходимую чувствительность многоканальных измерений импеданса для локализации периферических вен, в работе разработана математическая модель, состоящая из однородного полупространства мягких тканей и цилиндрического включения, имитирующего кровеносный сосуд. Математическая модель отражает величину электрического импеданса, в зависимости от расположения электродной системы и имитационного сосуда (рис. 1).

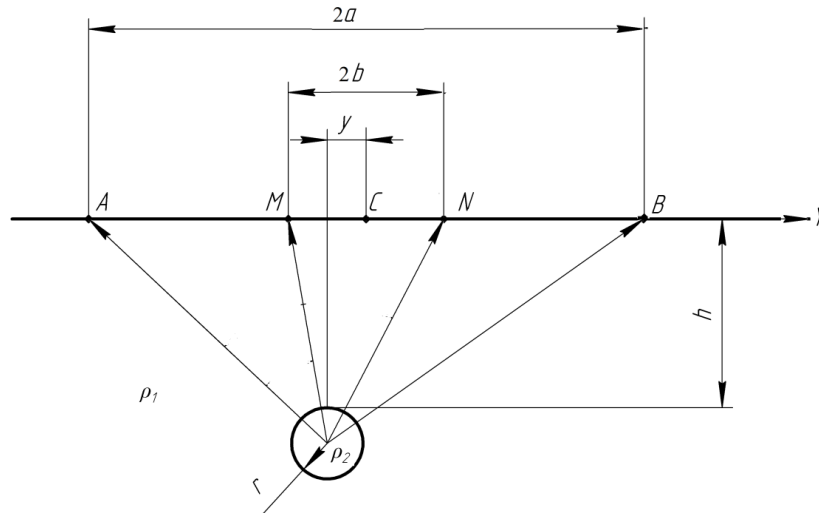


Рис. 1. Схема расположения электродной системы для модели однородного полупространства с цилиндрическим включением: A и B — токовые электроды, M и N — измерительные электроды.

Для этой модели было получено аналитическое выражение зависимости электрического импеданса от таких параметров модели так: удельного сопротивления окружающих тканей ρ_1 и крови ρ_2 , радиуса r , глубины залегания h , смещение центра сосуда относительно центра электродной системы y , полурастояний между токовыми a и измерительными электродами b .

$$Z_{MN} = \frac{U_{MN}}{I} = \frac{2\rho_1 b}{a^2 - b^2} + dZ(a, b, \rho_1, \rho_2, h, r, y).$$

Таким образом, импеданс между измерительными электродами суммируется из импеданса, обусловленного однородной средой с удельным сопротивлением ρ_1 , и величиной dZ — изменение импеданса за счет цилиндрического включения.

Экспериментальное исследование для определения локализации периферических венозных сосудов проводилось на 11 добровольцах в медико-технологическом центре МГТУ им. Н.Э. Баумана с соблюдением необходимых правил асептики. Глубина залегания исследуемых вен варьировалась от 1.8 до 6.4 мм, и имели диаметры в диапазоне от 2.2 до 3.5 мм. При этом проекции венозных сосудов контролировались визуально и с помощью УЗ. Для измерения электрического импеданса использовалась 32-х канальная электроимпедансная система РЕО32 обладающая необходимой чувствительностью и временным разрешением (рис. 2) [4,5]. Для увеличения количества крови в венах за счет остановки оттока крови использовался тонометр А&D UA-668, с давлением в манжете до 60–70 мм.рт.ст., максимальное время окклюзии не превышало двух минут.

Результаты

С использованием аналитического выражения зависимости электрического импеданса от параметров модели была произведена оценка чувствительности метода к локализации периферических кровеносных сосудов с минимальным диаметром 2 мм, и глубиной залегания 6 мм от расстояния между токовыми и потенциальными электродами (рис. 3).

На графиках показано, что изменение импеданса возрастает с уменьшением расстояния между токовыми электродами при фиксированной глубине залегания сосуда. Однако, это расстояние ограничено требованием к межэлектродным расстояниям и размерам пятна контакта электродов. Кроме того, при уменьшении расстояния между токовыми электродами возрастает вероятность прямого контакта между собой электродов и неконтролируемого плотности тока в области измерения. Исходя из этого, приемлемое расстояние между токовыми электродами составляет 20–25 мм, между потенциальными 4–7 мм, при диаметрах электродов 1.5–3.5 мм.

На рис. 4 представлено ультразвуковое исследование изменения просвета сосуда в течение 1.5 минуты венозной окклюзии при уровне давления в манжете 60 мм.рт.ст. Эти исследования показали, что площадь поперечного сечения вен при венозной окклюзии изменяется приблизительно в 2 раза.



Рис. 2. Методика наложения электродной системы на биообъект.

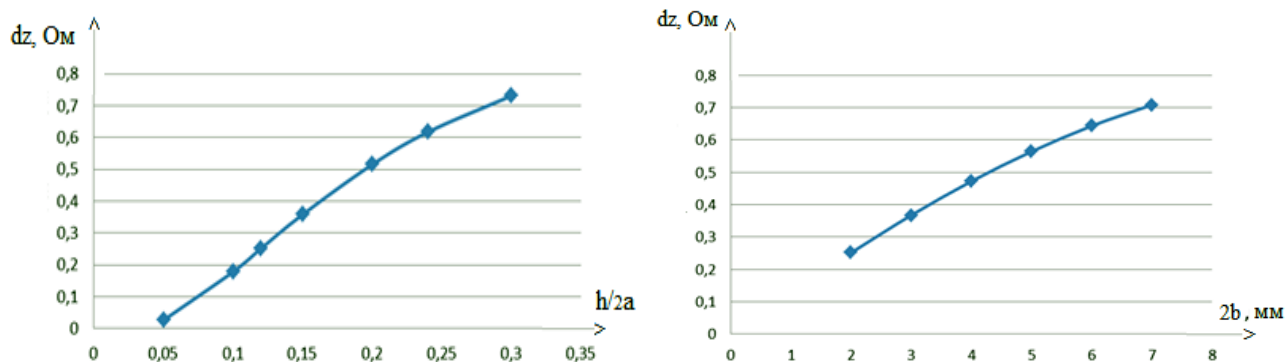


Рис. 3. Зависимость изменения импеданса от расстояния между токовыми и потенциальными электродами и глубины залегания.

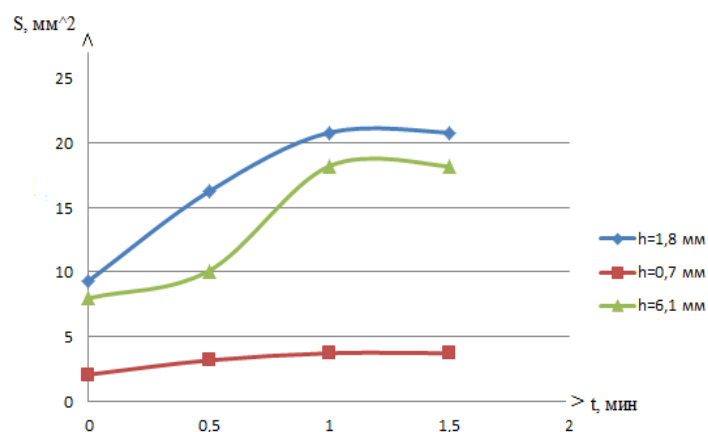


Рис. 4. График изменения площади поперечного сечения вен при венозной окклюзии.

На рис. 5 показаны графики изменения импеданса при локализации периферических венозных сосудов. Четыре сигнала изменения импеданса, полученных с помощью четырехканальной электродной системы, показывают различные его изменения в зависимости от расположения вены относительно каждого измерительного канала. Более чувствительный канал с выраженным уменьшением импеданса идентифицирует местоположение вены. Первая производная от сигналов используется для обнаружения вен при венозной окклюзии.

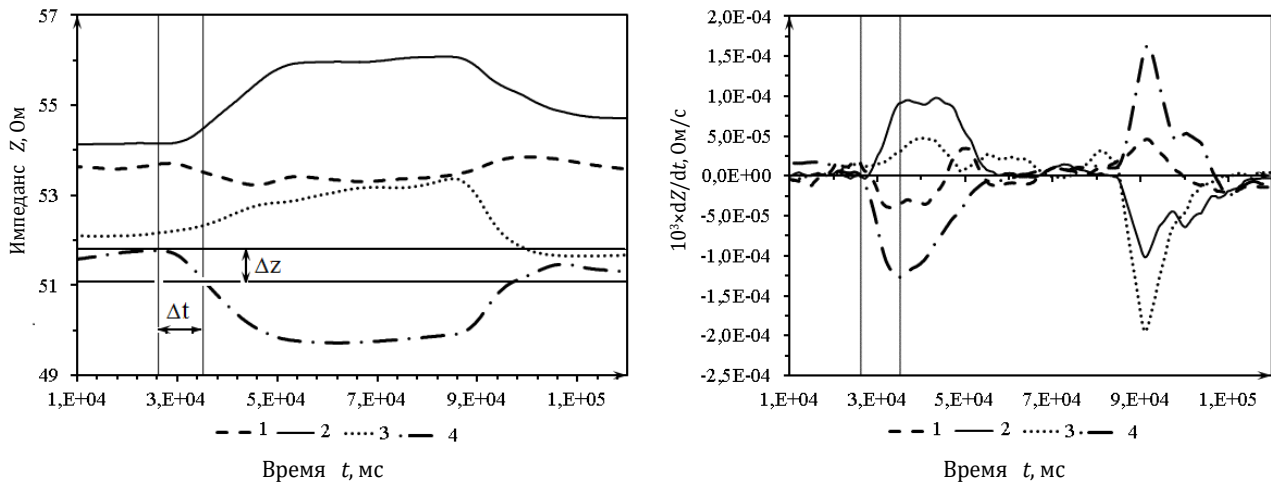


Рис. 5. Изменение импеданса при локализации периферических венозных сосудов, графики соответствуют. 1 — расположению двух вен в окрестности электродных систем; 2, 3 — расположению вены между смежными токовыми и потенциальными электродами; 4 — расположению вены между измерительными электродами, для каждого сигнала, соответствующего расположению вены, находились параметры: ΔZ — участок падения импеданса при быстром кровенаполнении вены, Δt — продолжительность быстрого кровенаполнения вены.

Обсуждение и выводы

Анализ полученных результатов на 11 добровольцах показывали эффективность электроимпедансного метода локализации периферических венозных сосудов для пациентов с ожирением. Как показано в табл. 1 данные пациенты часто имеют высокое значение базового импеданса, это приводит к повышению контрастности вены. Таким образом, падение сопротивления при этом имеет большое значение по сравнению с данными, полученными с более поверхностных вен. При этом венозная окклюзия с давлением в манжете 60–70 мм.рт.ст. и временем экспозиции 20–30 сек, позволяла определить проекцию венозных сосудов у всех исследованных 11 добровольцев на поверхность предплечья в диапазоне глубин залегания до 6 мм и для диаметров вен не менее 2 мм.

Таблица 1. Результаты клинических исследований на добровольцах

Добровольцы	ΔZ , Ом	Δt , сек	h (глубина вен), мм	d (диаметр вен), мм	Z (базовый), Ом
1	0.68	17.8	1.8–2	2.5–2.8	44
2	0.37	19.3	1.8–2	2.3–2.5	59
3	0.86	12	4.9–5.2	2.8–3	132
4	0.34	14	2–2.3	2.2–2.5	46
5	0.68	8.6	3.2–3.5	2.8–3	88,9
6	0.47	6.5	5.5–6.2	2.9–3.1	129
7	2.76	8.2	5.2–6.4	3.2–3.5	105
8	3.9	10.4	5.2–6.4	3.5–3.8	141
9	1.36	5.2	5.2–5.9	2.8–3.2	128
10	1.6	9.2	5.2–5.9	2.8–3.2	122
11	1.4	4.2	1.2–2.1	2.6–2.8	81

Для определения необходимого диапазона эффективной работы была произведена оценка чувствительности изменения импеданса к изменению глубины залегания сосуда, изменению диаметра и изменению удельного сопротивления мягких тканей с учетом чувствительности измерительной системы РЕО32 составляющей 0.05 Ом (рис. 6). На основе результатов этих исследований, сделан вывод о режиме измерений в диапазоне глубин до 6 мм для пациентов с значениями удельного сопротивления мягкой ткани 3 Ом·м, и диаметром вены 2 мм. Кроме того установлено, что увеличение диаметра вены до 5 мм, или удельного сопротивления мягкой ткани до 5 Ом·м, приводит к увеличению эффективного диапазона глубины измерения импеданса до 9 мм.

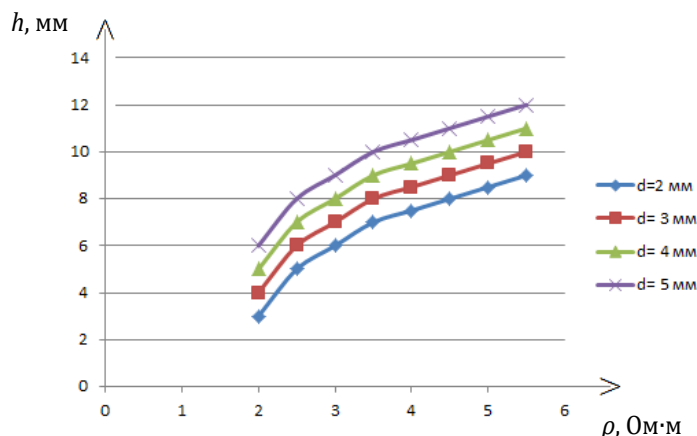


Рис. 6. Чувствительность изменения импеданса к изменению глубины залегания сосуда, изменению диаметра и изменению удельного сопротивления мягких тканей.

Разработанная биотехническая система окклюзионной многоканальной электроимпедансной локализации периферических венозных сосудов позволяет определить проекции центра вены на поверхность кожных покровов с точностью не хуже половины диаметра электродов 1.75 мм. Данная система позволяет локализовать периферические венозные сосуды при статическом подходе и также является предпосылкой для разработки автоматизированной системы локализации периферических венозных сосудов.

Список литературы

1. Ganesh, Soujanya. Depth and Size Limits for the Visibility of Veins Using the Veinviewer Imaging System: Diss. // The University of Memphis. 2007. 103. DOI: 10.21007/Etd.Cghs.2007.0103
2. Martinsen, Ø.G. et al. Invasive Electrical Impedance Tomography for Blood Vessel Detection // The Open Biomedical Engineering Journal. 2010. 135 p. DOI: 10.2174/1874120701004010135
3. Кудашов И. А. и др. Разработка метода для контроля венопункции // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 10. С. 8–12.
4. Кирпиченко Ю. Е. Разработка биотехнической системы прекардиальной векторной электроимпедансной реографии: дис. канд. техн. наук. Москва. 2012. 141 с.
5. Тимохин Д. П. Разработка биотехнической системы многоканального электроимпедансного картирования биомеханической деятельности сердца: дис. канд. техн. наук. Москва, 2012. 141 с.
6. Аль-Харош М. Б. и др. Численное моделирование электроимпедансного метода локализации периферических вен // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 10. С. 4–8.
7. Al-Harosh, M.B., Shchukin, S.I. Numerical Modeling of the Electrical Impedance Method of Peripheral Veins Localization // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto (Canada). 2015. P. 1683–1686. DOI: 10.1007/978-3-319-19387-8_409

Поступила 21 октября 2019 г.

OCCLUSIVE ELECTRIC IMPEDANCE VISALIZATION OF PERIPHERAL VENOUS VESSELS

M.B. AL-HAROSH, S.I. SHCHUKIN
Bauman Moscow State Technical University

doi: 10.25210/jfop-1904-069073

The work contains the results of theoretical and experimental studies on volunteers to determine the mechanisms of formation of electrical impedance during venous occlusion. The requirements to the parameters of electrode systems are formulated that provide the necessary sensitivity of the measured data to the localization of veins. An experimental study was conducted to determine the localization of peripheral venous vessels in 11 volunteers. The conclusion is drawn on the range of visualization of peripheral venous vessels. The accuracy of the projection of venous vessels on the skin surface is determined.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 615.47:616-072.7

ОЦЕНКА СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ ДАННЫХ ИЗМЕРЕНИЯ ПНЕВМАТИЧЕСКИМ ДАТЧИКОМ СО ВСТРОЕННЫМ КАНАЛОМ ЭКГ

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-074081

Анциперов В. Е. — к.ф.-м.н., доцент, в.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Российский новый университет, Москва. E-mail: antciperov@cplire.ru

Бугаев А. С. — д.ф.-м.н., академик РАН, г.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Московский физико-технический институт, Москва. E-mail: bugaev@cplire.ru

Данилычев М. В. — к.ф.-м.н., с.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Российский новый университет. E-mail: dan496@yandex.ru

Ефимов Р. А. — к.т.н., доцент, Российский университет транспорта. E-mail: era90.green@mail.ru

Мансуров Г. К. — м.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН. E-mail: gkmansurov@gmail.com

Аннотация

В приведенной статье рассматривается возможность неинвазивного измерения скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) артериального давления с помощью разработанного авторами пневматического датчика со встроенным каналом ЭКГ. Знание величины этого параметра, наряду с непрерывным мониторингом артериального давления (АД) и анализом динамики пульсовой волны позволяет отслеживать текущее состояние сердечнососудистой системы, и проводить, в том числе, диагностику клинических и субклинических проявлений атеросклероза.

Ключевые слова: артериальное давление, пульсовая волна, пневматический датчик, неинвазивные методы измерения, гемодинамика, ЭКГ, атеросклероз, доклиническая диагностика

Abstract

The paper discusses the possibility of non-invasive measurement of the propagation velocity of the pulse wave of blood pressure using a new type of pneumatic sensor with an integrated ECG channel. Knowledge of the value of this parameter, along with non-invasive continuous monitoring of the blood pressure (BP) and analysis of the dynamics of the pulse wave, permits to control the current state of the cardiovascular system, and to carry out, including diagnosis of clinical and subclinical manifestations of atherosclerosis.

Keywords: blood pressure, pulse wave, pneumatic sensor, non-invasive measurement methods, hemodynamics, ECG, atherosclerosis, subclinical diagnosis

Оценка вероятности субклинического (до явных клинических проявлений) атеросклероза является важной задачей в деле снижения рисков сердечно-сосудистых заболеваний. В субклинической стадии атеросклероз представляет собой процесс постепенной утраты кровеносными сосудами своих основных функций. Во многом это связано с возрастной деградацией и повышением жесткости артериальных стенок. Подобные процессы провоцируют постепенное повышение артериального давления (АД) и избыточное напряжение стенок, которые способствуют появлению и развитию эндотелиальной дисфункции, ускоряют образование атеромы и, в свою очередь, стимулируют чрезмерное производство коллагена и отложение его в стенках артерий.

Проявления текущего атеросклероза наиболее надежно обнаруживаются по изменениям внутренних органов при исследовании сердца, почек и артерий. Однако, по понятным причинам, для диагностики атеросклероза в его ранней субклинической фазе гораздо больший интерес представляют различные неинвазивные методы исследований. В большинстве своем это методы связанные со структурной и функциональной оценкой состояния кровеносных сосудов. Отметим здесь ангиодиниюграфию сонной артерии (ультразвуковое доплеровское исследование) для оценивания толщины комплекса интима-медиа (ТКИМ) и характеристик бляшек, а также метод оценки лодыжечно-плечевого индекса (ЛПИ) для выявления бессимптомного заболевания периферических артерий. Но, наибольший интерес на сегодняшний день связан с методами, основанными на неинвазивном измерении систолического артериального давления и, шире, с анализом динамики пульсового артериального давления как прямых показателей состояния сердечно-

сосудистой системы. В последние годы удалось связать параметры АД с параметрами жесткости и старения сосудов, которые напрямую связаны с эндотелиальной дисфункцией. Показано, что увеличение жесткости сосудов ведет к повышению систолического АД ввиду неполного перехода кинетической энергии потока крови из левого желудочка сердца в потенциальную энергию растягивающейся стенки аорты. Поэтому наблюдаемое повышение систолического АД может вполне служить необходимым индикатором увеличения артериальной жесткости и, как следствие, развития атеросклероза. Однако, при всей значимости для субклинической диагностики атеросклероза этого фактора (т.е. повышенного АД), на практике более популярным и авторитетным методом оценки артериальной жесткости стало измерение скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) — скорости распространяющейся по артериям волны повышенного давления, вызванной выбросом крови из левого желудочка сердца в период систолы. Наиболее естественным методом измерения СРПВ представляется непосредственное измерение величины запаздывания волны (PWTT — pulse wave transit time) между парой заданных поперечных сечений исследуемой артерии. Для определения запаздывания обычно используется пара сфигмометрических датчиков расположенных проксимально над поверхностными сосудами (артериями) и дистально по отношению к сердцу (на сонной, бедренной, лучевой, и других доступных артериях), см. ниже рис. 1. Зная расстояние между датчиками и определив время запаздывания волны между ними, величина скорости распространения пульсовой волны рассчитывается очевидным образом в виде отношения этих величин:

$$V = d / \Delta T = d / (T_2 - T_1), \quad (1)$$

где T_2 и T_1 — моменты времени прохождения некоторого выбранного маркера пульсовой волны, например, ее фронта для каждого из позиционируемых датчиков.

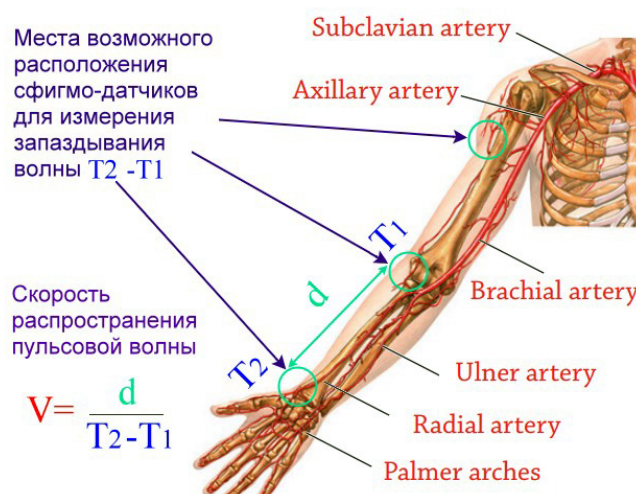


Рис. 1. Возможные позиции расположения сфигмометрических датчиков для измерения СРПВ. По измеренной величине запаздывания волны $\Delta T = T_2 - T_1$ и расстоянию между датчиками, СРПВ находится как отношение $V = d / \Delta T$.

Следует отметить, что поскольку сама парадигма оценки артериальной жесткости по параметру СРПВ является достаточно новой, то до недавнего времени существовала известная несогласованность практических методологий и подходов различных исследователей к этой проблеме. Первый консенсус по методологическим вопросам и клиническим применениям оценки артериальной жесткости был достигнут только в 2006 году и оформлен в виде [1]. В этом документе рекомендовалось измерение СРПВ в качестве простого, но достоверного метода для использования в качестве диагностической процедуры в клинической практике. За последующие годы опубликовано, в том числе российскими учеными, большое количество исследований по определению жесткости артерий. Была показана, наряду с общепринятыми факторами сердечнососудистого риска, и важность определения сосудистой жесткости как независимого значимого прогностического показателя. Имеющиеся клинические и научные данные зарубежных и российских исследований были объединены и систематизированы в работе [2]. Отметим, что в этой работе методология оценивания эластических свойств артерий на основе измерений СРПВ признана “золотым стандартом”.

В предшествующие годы авторами статьи разрабатывалась и экспериментально тестировалась линейка датчиков нового типа для регистрации динамики пульсовой волны артериального давления, в том числе пневматический датчик непрерывного неинвазивного мониторинга артериального давления [3,4],

см. рис. 2. Измерительный элемент пневматического датчика содержит три измерительных камеры очень малого размера (объем порядка 1 мм^3). С помощью притока воздуха от внешнего ресивера в камерах измерительного элемента удастся сформировать и динамически поддерживать внутренние давления P_1, P_2, P_3 , компенсирующие наружное давление на аппликатор со стороны уплотненной эластичной поверхности (т.е. $P_{art} +$ упругие силы стенки артерии, тканей и т.д.).

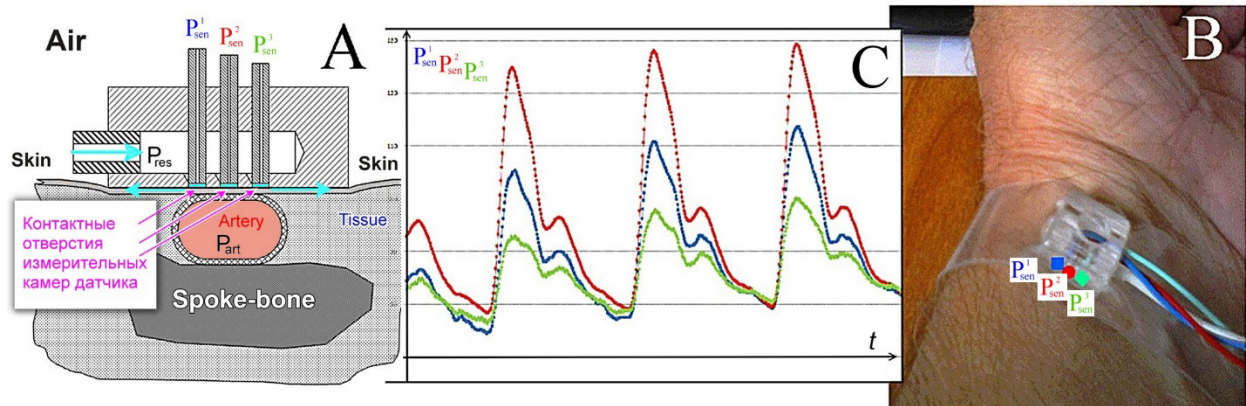


Рис. 2. А — схема измерительного элемента (аппликатора) трёхкамерного пневматического датчика при правильном его позиционировании над лучевой артерией, В — расположение измерительного элемента на запястье пациента при измерении АД, С — трехканальные данные давления, используемые при правильном позиционировании ● — контактная площадка точно над центром лучевой артерии, ■, ◆ — контактные площадки, смещенные влево и вправо от центра артерии.

Диаметр отверстия каждой из рабочих камер не превосходит 0.8 мм, что заметно меньше трансверсальных размеров, в том числе, лучевой (radial) артерии, даже в ее свободном, ненагруженном состоянии. Последнее обстоятельство позволяет говорить о использовании принципа локальной компенсации давления при измерении АД. В определенном смысле этот принцип аналогичен принципу работы предохранительного клапана. Однако на практике имеется довольно существенная разница. Именно: если сброс давления для клапана во время нормальной работы системы является редким явлением, то пневматический датчик, напротив, работает в условиях постоянного сброса давления, за счет притока воздуха из ресивера. Это и позволяет отслеживать непрерывно изменяющееся давление в артерии. Каждая камера имеет собственный независимый измеритель давления, и, в процессе измерения, рабочие сопла каналов располагаются в ряд в поперечном к артерии направлении. При этом размер общей рабочей поверхности (площадки) подобран таким образом, чтобы в рабочем режиме отверстия всех трех камер одновременно находились в «сигнальной» области над исследуемой артерией (см. рис. 2). Непосредственно давление в рабочих камерах измеряется индивидуальными пьезорезистивными датчиками с усилителями и затем оцифровывается встроенным микроконтроллером, в функции которого входит также первичная обработка данных, коммуникация с хостом и т.д. Данный пневматический датчик непрерывного измерения АД был протестирован в многочисленных экспериментах, включая его верификацию по отношению к традиционным тонометрам (сфигмоманометрам). Результаты оказались вполне адекватными. В частности, при правильном позиционировании максимумы и минимумы измеряемой пульсовой волны (см. рис. 2) вполне соответствовали систолическому и диастолическому давлениям, измеренным как с помощью механического (AND UA-100), так и электронного (Omron R2) тонометров. Очевидным преимуществом разработанного датчика является непрерывный режим измерения динамики АД, который позволяет не только определять текущие систолическое/диастолическое давления, но и отслеживать динамику АД, как внутри цикла, так и на значительных интервалах времени. Отметим, что в случае традиционных тонометров коррекция на изменения во времени систолического/диастолического давления осуществляется усреднением многократных (три и более) измерений.

Эксперименты показали, что использование пневматических датчиков для прямого метода оценивания СРПВ является достаточно сложной, требующей тонких, трудно контролируемых измерений процедурой. Основной причиной этого является отмеченная нами ранее проблема позиционирования пневматических датчиков [5,6]. Проблема связана с тем, что выходное отверстие измерительного элемента выбрано очень маленьким — менее 1 мм в диаметре (при диаметре поджатой лучевой артерии $\sim 3 \text{ мм}$). Это ведет к тому, что для обеспечения корректных измерений ($P_{sen} \sim P_{art}$) это отверстие должно быть позиционировано точно над центральной осью артерии (с точностью до долей миллиметра), при этом из-за того, что сама артерия не видна, позиционирование должно осуществляться рекуррентно — по форме сигнала. В результате проце-

дура позиционирования измерительного элемента оказывается адаптивной к регистрируемому сигналу, что ведет к достаточно сложным сценариям измерения АД. Если же измерительных элементов два и они расположены в разных местах над артерией (см. рис. 1), то проведение синхронных измерений при одновременном контроле положения обоих датчиков превращается в трудновыполнимую задачу (сопровождающуюся к тому же резким снижением устойчивости измерений по каждому из каналов). Решение проблемы оценивания СРПВ с помощью пневматических датчиков было осуществлено на основе другого — непрямого метода. Идея здесь состоит в том, что если разнести измерения для пары точек над артерией еще и по времени, то можно обойтись только одним датчиком. Эта идея может быть осуществлена на основе следующих соображений. Предположим, что запаздывание пульсовой волны измеряется не между выбранными точками на артерии, а в каждой из этих точек по отношению к некоторому третьему событию, например, по отношению к моменту времени T_R сокращения желудочков сердца (к положению R-зубца на ЭКГ). Тогда, обозначая посредством δ_1 и δ_2 соответствующие запаздывания, очевидно, можно записать $T_1 = T_R + \delta_1$ и $T_2 = T_R + \delta_2$. Отсюда следует, что время запаздывания пульсовой волны между выбранными точками есть $\Delta T = T_2 - T_1 = \delta_2 - \delta_1$. Теперь, если запаздывания δ_1 и δ_2 определяются только геометрическими и физическими параметрами соответствующей артерии и не зависят от конкретно выбранного момента третьего события, нам не обязательно измерять их относительно одного и того же момента T_R — δ_1 и δ_2 можно измерить по отношению к разнесенным по времени таким событиям, причем одним и тем же датчиком.

Для исследования возможности реализации описанного выше непрямого метода оценивания СРПВ в разработанный нами пневматический датчик АД [3,4] был интегрирован дополнительный канал синхронного измерения электрокардиографического (ЭКГ) сигнала (см. рис. 3).

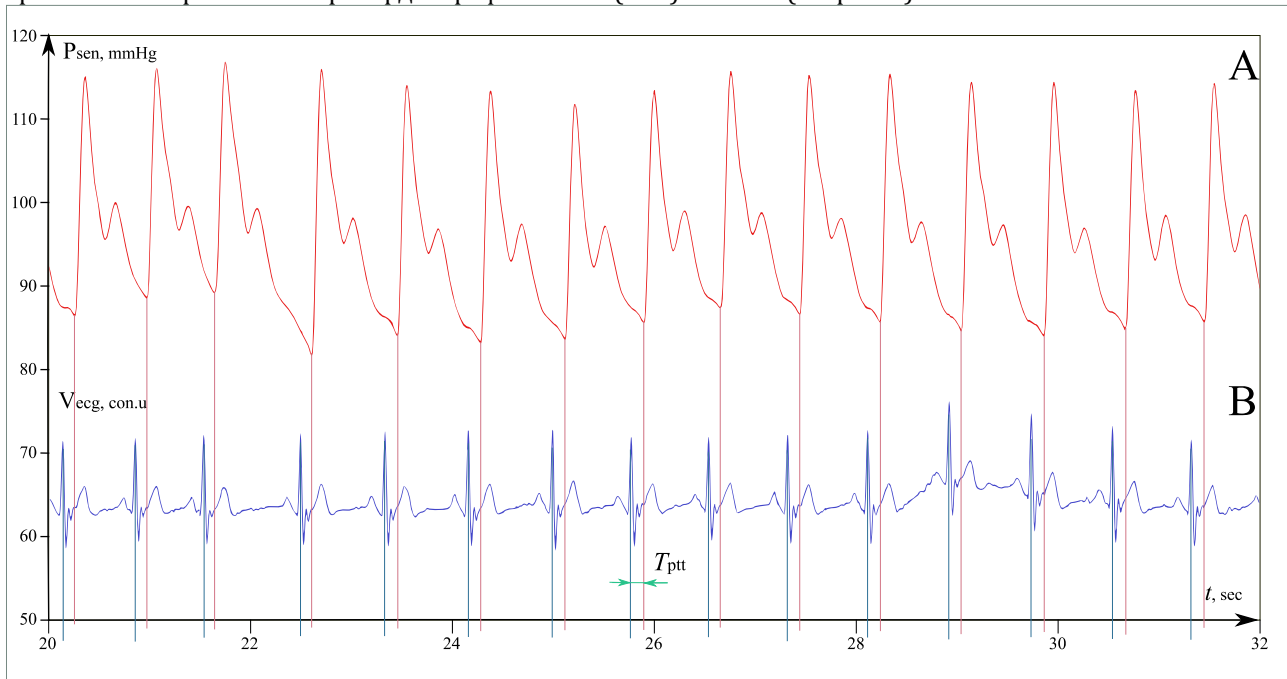


Рис. 3. Синхронные измерения сигналов АД (А) и ЭКГ (В). Вертикальными линиями отмечены моменты R-зубцов кардиограммы и соответствующие им минимумы (подножия — PV foots) пульсовой волны АД. Из рисунка видно, что на фоне заметной variability R-R интервалов ЭКГ и foot-foot интервалов АД время их относительного запаздывания $T_{ptt} = T_f - T_R$ оказывается более постоянным.

Поскольку цель подобной модификации заключалась только в синхронизации временных параметров пульсовой волны АД с ритмической активностью сердца, то измерительное устройство ЭКГ было реализовано в виде упрощенного одноканального усилителя на основе оригинальной схемы отведения сухих (без токопроводящего геля) электродов, что позволило обойтись в этой схеме без нейтрального электрода. На рис. 3 показан фрагмент 12-секундной синхронной динамики измеренных модифицированным пневматическим датчиком сигналов артериального давления $P_{sen}(t)$ на запястье пациента (см. рис. 2) и ЭКГ сигнала $V_{eg}(t)$ на отведении от кистей обеих рук. На обоих сигналах временными маркерами (вертикальными линиями) отмечены положения во времени R-зубцов ЭКГ и подножий (PV foots) пульсовой волны АД, обычно интерпретируемых как начала соответствующих комплексов. Уже на графиках сигналов можно невооруженным глазом заметить, что при достаточно выраженной изменчивости (variability) как

R–R интервалов ЭКГ, так и foot–foot интервалов АД, времена запаздывания пульсовой волны по отношению к R-зубцам $T_{ppt} = T_f - T_R$ остаются практически неизменными. Количественная информация об изменчивости R–R интервалов, foot–foot интервалов и времен запаздывания пульсовой волны T_{ppt} — средние и стандартные отклонения (Стд. откл.) — для 12 добровольцев приведена в табл. 1. Отметим, что средние и стандартные отклонения вычислялись по соответствующим интервалам после цензурирования 10% наибольших и наименьших из них.

Таблица 1. Усредненные временные параметры синхронно измеренных сигналов артериального давления на запястье и ЭКГ на отведении от кистей

№ п/п	Возр.	Сост.	Число усред.	Средн. R–R (с)	Стд. откл. R–R (с)	Средн. f–f (с)	Стд. откл. f–f (с)	Средн. f–R (с)	Стд. откл. f–R (с)
1	60	инф.	35	0.8591	0.0077	0.8599	0.0101	0.1109	0.0038
2	25	здор.	34	0.9279	0.0357	0.9252	0.0343	0.1425	0.0039
3	27	здор.	43	1.0320	0.0236	1.0325	0.0240	0.1345	0.0023
4	50	здор.	50	0.9858	0.0384	0.9850	0.0407	0.1151	0.0045
5	62	тахик.	48	0.8119	0.0065	0.8117	0.0061	0.1100	0.0020
6	56	гипер.	84	0.8575	0.0168	0.8572	0.0148	0.1103	0.0039
7	57	здор.	52	0.8222	0.0114	0.8215	0.0148	0.1174	0.0065
8	22	аритм.	22	1.0595	0.0435	1.0569	0.0434	0.1558	0.0026
9	22	аритм.	23	1.0506	0.0799	1.0532	0.0460	0.1374	0.0297
10	30	здор.	27	0.7250	0.0236	0.7259	0.0252	0.1311	0.0048
11	80	инф.	16	0.8648	0.0110	0.8633	0.0152	0.1100	0.0073
12	61	здор.	22	0.9125	0.0179	0.9067	0.0205	0.1060	0.0060

Соответствующие непрямому методу оценивания СРПВ эксперименты с применением пневматического датчика АД в качестве тонометра проводились на группе из 12 добровольцев. Данные измерений в одной из точек лучевой артерии — на запястье пациентов представлены в табл. 2 (фрагмент данных добровольца N1 представлен на рис. 3). Результаты оказались вполне согласующимися с полученными прямым методом данными и, соответственно, они согласуются с известными данными, приведенными в литературе [7–9]. Вместе с тем, как и планировалось, не прямой метод оказался значительно более удобным и менее прихотливым, чем прямой. Для оценивания СРПВ с помощью непрямого метода не нужна специальная подготовка, достаточно следовать несложным инструкциям. Нам представляется, что после необходимой доработки методологии в соответствии с существующими медицинскими требованиями описанный метод оценивания СРПВ вполне может быть внедрен в клиническую практику.

Неожиданным результатом изложенных выше исследований оказалась замечательная возможность оценивания СРПВ с помощью всего лишь одного пневматического датчика позиционируемого только в одной точке. Здесь идея состоит в том, чтобы в качестве одной из рабочих позиций вообразить «виртуальную» позицию вблизи аортального клапана, а в качестве второй (реальной) позиции использовать то месторасположение датчика, где измерение АД осуществить легче всего (см. рис. 1), например, над лучевой артерией (см. рис. 2), как это совокупно представлено на рис. 4.

Отметим, что сама эта идея не является принципиально новой — существует признанная методология измерения СРПВ с помощью совмещенного с ЭКГ плетизмографического датчика, установленного, например, на пальце руки пациента. Детали этой методологии и дальнейшие ссылки на схожие методы можно найти в работе [10]. Отметим, однако, что при всей внешней схожести нашего метода на известные «плетизмографические» подходы, здесь есть существенное, принципиальное различие в способе расчета оценки СРПВ по данным ЭКГ и датчика АД — различие в оценке времени запаздывания пульсовой волны $T_{ptt} = T_f - T_R$ (см. рис. 4). Именно, эти исследователи [10] вслед за своими коллегами исходят из предположения, что момент появления R-зубца на ЭКГ практически совпадает с моментом начала формирования (подножия) пульсовой волны на выходе аорты/в начале подключичной артерии (subclavian artery). При этом в качестве времени распространения волны T_{pwtt} можно взять время запаздывания T_{ptt} и, поделив на него d — расстояние от яремной впадины (jugular notch) до кончика пальца руки, получить оценку СРПВ в виде $V = d / T_{ptt}$.

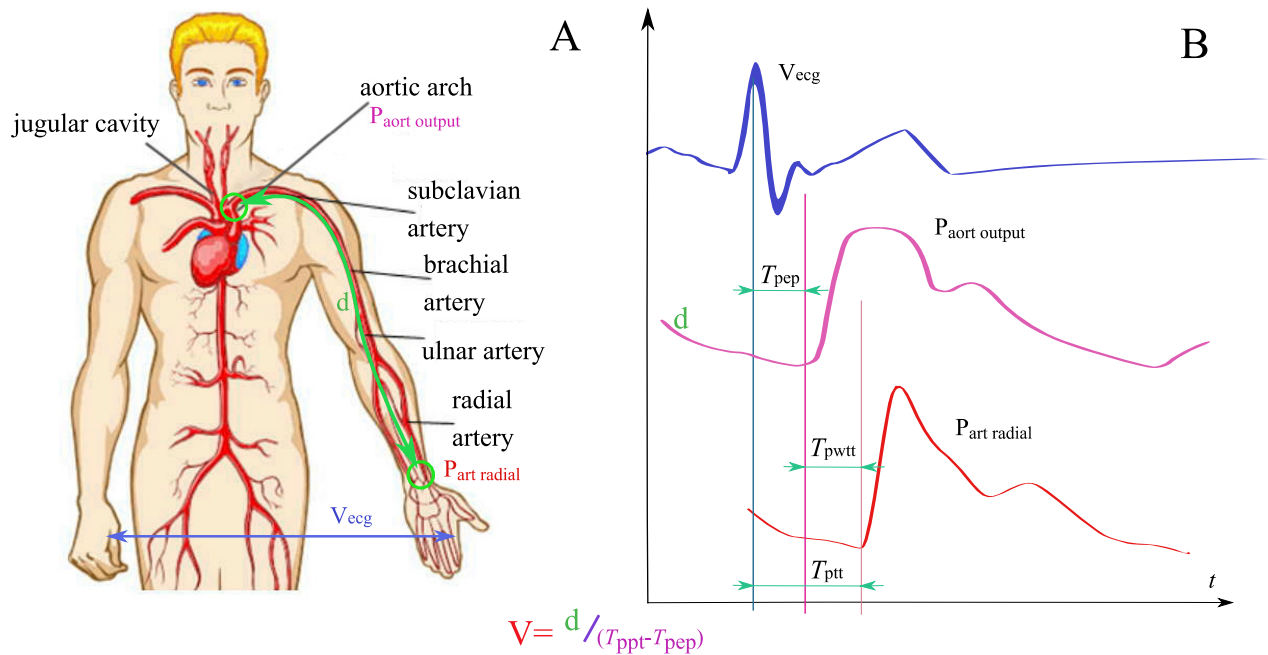


Рис. 4. Схема оценивания СРПВ с помощью одного датчика, позиционируемого только в одной точке над артерией. А — “виртуальная” позиция — над дугой аорты в районе яремной впадины и реальная позиция датчика на запястье — над лучевой артерией. В — условное изображение сигналов ЭКГ $V_{ecg}(t)$ и волн АД $P_{aortoutput}(t)$ и $P_{art radial}(t)$ в позициях схемы А и соотношения между периодом предизгнания T_{perp} , временем распространения волны АД вдоль артерии T_{pwt} и временем запаздывания T_{ptt} .

И хотя в работе отмечается, что T_{pwt} отличается от T_{ptt} на величину периода предизгнания (pre-ejection period) T_{perp} — времени между сокращением желудочков сердца и началом формирования пульсовой волны на выходе аорты, авторы исследования [10] все-таки считают, что этой разницей вполне можно пренебречь ($T_{perp} \ll T_{ptt}$). С нашей точки зрения, такой подход не является достаточно корректным. Как показали наши исследования, в случае, когда датчик АД установлен на запястье или выше по руке, предположение $T_{perp} \ll T_{ptt}$ становится весьма спорным, если вообще не перестает быть допустимым. Так, в недавнем исследовании других авторов [11] приведены основанные на эхокардиографических измерениях значения T_{perp} в трех группах по 20 добровольцев: контрольных группах без сердечно-сосудистых заболеваний А) в возрасте <50 лет, В) в возрасте > 50 лет и в группе С) с сердечно-сосудистыми факторами риска, определяемыми как артериальная гипертензия, дислипидемия, почечная недостаточность и сахарный диабет. В сжатом виде полученные в [11] результаты можно резюмировать следующим образом: T_{perp} для групп А и В лежит соответственно в пределах 58.5 ± 13.0 мсек и 52.4 ± 11.9 мсек и для группы С в пределах 57.6 ± 11.6 мсек. Сравнивая эти результаты с полученными нами данными, например, представленными в таблицах 1 и 2, где T_{ptt} для аналогичных групп составляет А) 140.5 ± 10.1 мсек, В) 112.1 ± 4.8 мсек и С) 110.4 ± 5.0 мсек, несложно подсчитать, что T_{perp} составляет значительную долю от T_{ptt} — до половины его значения. В этой связи интересно отметить, что исследование [11] изначально было задумано как раз, как апология допущения $T_{perp} \ll T_{ptt}$.

Из изложенного выше следует, что для оценки величины СРПВ должна использоваться корректная формула

$$V = d / (T_{ptt} - T_{perp}), \quad (2)$$

в которой нельзя пренебрегать периодом предизгнания T_{perp} . При этом можно обойтись без необходимости определения T_{perp} в каждом конкретном случае. В работе [11] отмечается, что параметр T_{perp} имеет достаточно слабые индивидуальные вариации, по крайней мере, внутри определенных групп обследуемых. Поэтому, имея референтные значения T_{perp} для соответствующих групп и выяснив принадлежность пациента к определенной группе, можно на основе предложенного метода оценивать СРПВ только по описанному выше измерению времени запаздывания T_{ptt} , но с обязательной корректировкой его на T_{perp} . Результаты соответствующего вычисления СРПВ для данных табл. 1 приведены ниже в табл. 2.

Таблица 2. Оценки СРПВ на основе синхронно измеренных сигналов артериального давления на запястье и ЭКГ на отведении от кистей

№ п/п	Возр.	Сост.	Число усред.	Средн. T_{ptt} (с)	Рефер. T_{rep} (с)	Расст. d (м)	СРПВ V (м/с)
1	60	инф.	35	0.1109	0.0576	0.70	13.1
2	25	здор.	34	0.1425	0.0585	0.68	8.1
3	27	здор.	43	0.1345	0.0585	0.66	8.7
4	50	здор.	50	0.1151	0.0524	0.65	10.4
5	62	тахик.	48	0.1100	0.0524	0.68	11.8
6	56	гипер.	84	0.1103	0.0576	0.67	12.7
7	57	здор.	52	0.1174	0.0524	0.68	10.5
8	22	аритм.	22	0.1558	0.0585	0.66	6.8
9	22	аритм.	23	0.1374	0.0585	0.66	8.6
10	30	здор.	27	0.1311	0.0585	0.68	9.4
11	80	инф.	16	0.1100	0.0576	0.66	12.6
12	61	здор.	22	0.1060	0.0576	0.64	11.9

Расстояние d измерялось от запястья до яремной впадины в метрах, референтные значения T_{rep} соответствуют группам А, В, С, как они представлены в [11] и процитированы выше.

Из результирующей табл. 2 следует, что полученные с помощью модифицированного пневматического датчика (АД+ЭКГ) на основе упрощенного непрямого метода оценки СРПВ вполне соответствуют реперным значениям известным из литературы [7–9]. Более того, они адекватно отражают возрастные тенденции и корреляции СРПВ с проблемными случаями (инфаркт, аритмия и т.д.). Это хорошо видно из распределения полученных результатов на рис. 5. Таким образом, уже на основе первых результатов можно сделать следующий предварительный вывод: несмотря на кажущуюся простоту процедуры оценивания, предложенный метод дает вполне адекватные значения для величины СРПВ.

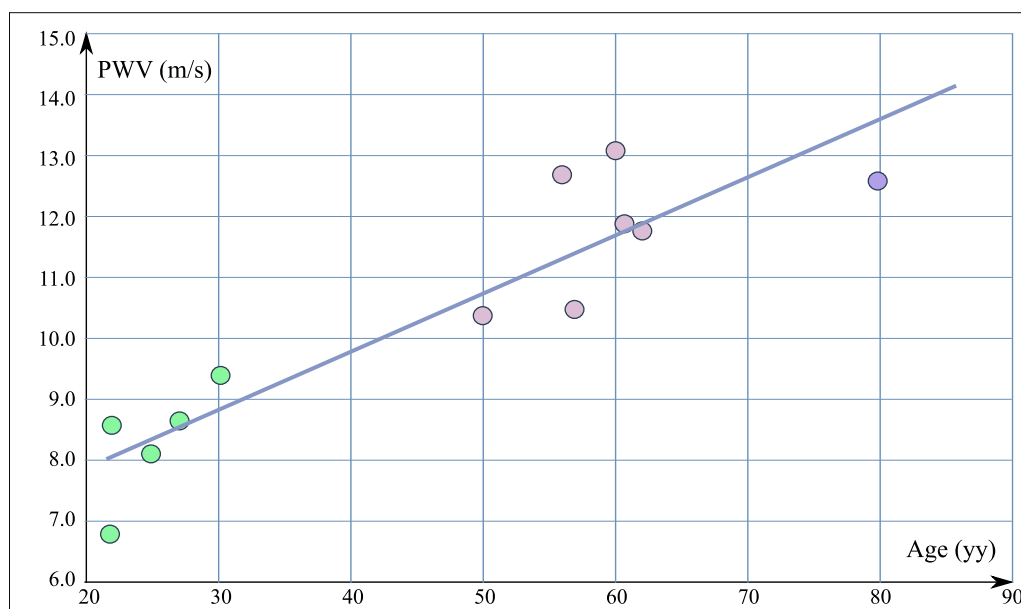


Рис. 5. Зависимость измеренных величин скорости распространения пульсовой волны (PWV, м/с) от возраста добровольцев (Age, лет). Прямая отражает результат применения линейной регрессии, построенной по экспериментальным данным (табл. 1 и 2).

Само оценивание СРПВ по предложенной методике осуществляется, по существу, в стандартных условиях мониторинга артериального давления пневматическим датчиком [3–6]. Это означает, что первичную конструкцию можно относительно дешево (всего лишь ценой добавления канала ЭКГ!) модифицировать

до универсальной системы с рабочей опцией оценки скорости распространения пульсовой волны. Таким образом, спектр применения аппаратуры расширяется функцией предварительной диагностики состояния сердечнососудистой системы на предмет выявления риска ряда заболеваний, включая ранние стадии атеросклероза. Естественно, что определенную цену при этом придется заплатить также за усложнение программного обеспечения (см. на эту тему [10]) и модернизацию исходной методологии обследования. Однако, представляется, что предполагаемые финансовые и трудозатраты заведомо перекрываются тем выигрышем, который сулит использование для диагностики описанной выше универсальной системы.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, грант №18-29-02108.

Список литературы

1. *Laurent, S., Cockcroft, J., Van Bortel, L., et al.* Expert Consensus Document on Arterial Stiffness: Methodological Issues and Clinical Applications. // *Eur Heart J.* 2006. 27:2588–605. DOI: <http://dx.doi.org/10.1093/eurheartj/ehl254>.
2. *Васюк Ю. А., Иванова С. В., Школьник Е. Л. и др.* Согласованное мнение российских экспертов по оценке артериальной жесткости в клинической практике. // *Кардиоваскулярная терапия и профилактика*, 2016. № 15(2). С. 4–19. DOI: <http://doi.org/10.15829/1728-8800-2016-2-4-19>.
3. *Анциперов В. Е., Мансуров Г. К. и др.* Патент на изобретение 2638712 «Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления», приоритет от 07.11.2016 г., опубликовано 15.12.2017, Бюллетень. № 35.
4. *Анциперов В. Е., Мансуров Г. К. и др.* Патент на изобретение 2675066 «Монолитный трёхкамерный пневматический сенсор с встроенными дроссельными каналами для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления», приоритет от 26.02.2018 г., опубликовано 14.12.2018, Бюллетень. № 35.
5. *Antsiperov, V., Mansurov, G.* Positioning Method for Arterial Blood Pressure Monitoring Wearable Sensor. // *Bioinformatics and Biomedical Engineering. IWBBIO 2019, Rojas, I., et al (Eds).* Lecture Notes in Computer Science. Vol. 11465. Springer, Cham, 2019. P. 405–414. DOI: [10.1007/978-3-030-17938-0_36](https://doi.org/10.1007/978-3-030-17938-0_36)
6. *Анциперов В. Е., Данилычев М. В., Мансуров Г. К.* Технология неинвазивного мониторинга артериального давления по данным регистрации сигнала пульсовой волны трехкамерным датчиком нового типа // *Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]*. 2019. № 3. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/mar19/1/text.pdf> DOI: [10.30898/1684-1719.2019.3.1](https://doi.org/10.30898/1684-1719.2019.3.1).
7. *Benetos, A., Labat, C., Lacolley, P.* Determinants of Pulse Wave Velocity in Healthy People and in the Presence of Cardiovascular Risk Factors: 'Establishing Normal and Reference Values' // *Eur Heart J.* 2010. Vol. 31. P. 2338–2350. DOI: [10.1093/Eurheartj/Ehq165](https://doi.org/10.1093/Eurheartj/Ehq165).
8. *Kim H-L, Kim S-H.* Pulse Wave Velocity in Atherosclerosis. // *Front Cardiovasc Med.* 2019. Vol. 6. DOI: [10.3389/Fcvm.2019.00041](https://doi.org/10.3389/Fcvm.2019.00041); PMID: 31024934.
9. *Cavalcante, J.L., Lima, J.A., Redheuil, A., Al-Mallah, M.H.* Aortic Stiffness: Current Understanding and Future Directions // *J Am Coll Cardiol.* 2011. Vol. 57. No.14. P. 1511–22. DOI: [10.1016/j.jacc.2010.12.017](https://doi.org/10.1016/j.jacc.2010.12.017).
10. *Bereksi-Reguig, M.A., Bereksi-Reguig, F., Ali, A.N.* A New System for Measurement of the Pulse Transit Time, the Pulse Wave Velocity and its Analysis. // *J. Mech. Med. Biol.* 2017. Vol. 17, No. 1. P. 1750010. DOI: [10.1142/S0219519417500105](https://doi.org/10.1142/S0219519417500105).
11. *Kortekaas, M.C., et al.* Small Intra-Individual Variability of the Pre-Ejection Period Justifies the Use of Pulse Transit Time as Approximation of the Vascular Transit. // *PLoS ONE.* 2018. Vol. 13. No 10. P. e0204105. DOI: [10.1371/journal.pone.0204105](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204105).

Поступила 21 октября 2019 г.

ESTIMATION OF BLOOD PRESSURE PULSE WAVE PROPAGATION VELOCITY ON THE BASIS OF MEASUREMENT DATA BY PNEUMATIC SENSOR WITH BUILT-IN ECG CHANNEL

V.E. ANTSHIPEROV, A.S. BUGAEV, M.V. DANILYCHEV,
R.A EFIMOV, AND G.K. MANSUROV

doi: [10.25210/jfop-1904-074081](https://doi.org/10.25210/jfop-1904-074081)

The paper discusses the possibility of non-invasive measurement of the propagation velocity of the pulse wave of blood pressure using a new type of pneumatic sensor with an integrated ECG channel. Knowledge of the value of this parameter, along with non-invasive continuous monitoring of the blood pressure (BP) and analysis of the dynamics of the pulse wave, permits to control the current state of the cardiovascular system, and to carry out, including diagnosis of clinical and subclinical manifestations of atherosclerosis.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 004.383.3: 612.1

НЕИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВЕ ДАННЫХ НЕПРЕРЫВНОЙ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ТРЕХКАНАЛЬНЫМ ДАТЧИКОМ НОВОГО ТИПА

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-082091

Анциперов В. Е. — к.ф.-м.н., доцент, в.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Российский новый университет, Москва. E-mail: antciperov@cplire.ru

Бугаев А. С. — д.ф.-м.н., академик РАН, г.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Московский физико-технический институт, Москва. E-mail: bugaev@cplire.ru

Данилычев М. В. — к.ф.-м.н., с.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН; Российский новый университет. E-mail: dan496@yandex.ru

Мансуров Г. К. — м.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН. E-mail: gkmansurov@gmail.com

Аннотация

В работе рассматриваются схема работы, особенности конструкции и результаты тестирования датчика нового типа для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. В основу его работы положен принцип локальной компенсации давления. Позиционирование датчика на теле осуществляется на основе метода дифференциальной обработки данных поступающих от трех каналов, которые синхронно регистрируют сигнал пульсовой волны. Миниатюрность измерительного элемента датчика и возможность его точного позиционирования непосредственно в зоне измерения на малых и очень малых (1 мм или менее) площадках упругих поверхностей, таких как кожа и прилегающие ткани человеческого тела, позволяют обеспечить повышенное качество восстановления формы пульсовой волны, непрерывность измерения параметров и минимизацию уровня сторонних возмущений. Приводятся примеры измерения для некоторых поверхностных артерий человеческого тела. Для случая лучевой и височной артерий подтверждена также возможность непрерывного измерения фактического значения величины артериального давления. Описываются результаты использования модернизированного варианта датчика с возможностью синхронного измерения ЭКГ.

Ключевые слова: артериальное давление, неинвазивные методы измерения, гемодинамика, пульсовая волна, пневматический датчик, позиционирование

Abstract

The paper discusses the scheme of operation, design features and test results of a new type of sensor for continuous non-invasive measurement of blood pressure. The positioning of the sensor on the patient's body is based on the method of differential processing of data coming from three channels that synchronously register the pulse wave signal. The miniature dimensions of the sensor measuring element and the possibility of its precise positioning directly in the measurement zone on small and very small (1 mm or less) areas of elastic surfaces, such as skin and adjacent tissues of the human body, allow for increased quality of pulse wave shape restoration, continuity of measurement parameters and minimizing the level of external disturbances. Examples of measurement for some superficial arteries of the human body are given. In the case of the radial and temporal arteries, the possibility of continuous measurement of the actual value of blood pressure was also confirmed. The results of using an upgraded version of the sensor with the possibility of synchronous ECG measurement are described.

Keywords: blood pressure, non-invasive measurement methods, hemodynamics, pulse wave, pneumatic sensor, positioning

Введение

Сердечно-сосудистые и цереброваскулярные заболевания, представленные в официальной статистике, как болезни системы кровообращения (БСК) являются ведущими причинами смертности населения в Российской Федерации, на их долю в числе умерших от всех причин приходится более 55% смертей [1]. При диагностике и лечении этих заболеваний активно используется информация о состоянии системы кровообращения и отдельных ее органов, которая получается из анализа данных, полученных при измерении артериального давления (АД) в доступных для этого участках человеческого тела. Инвазивный способ измерения артериального давления (АД) является наиболее точным и достоверным. Однако, в силу повышенной трав-

матичности самого метода и жестких профессиональных требований к персоналу, этот способ используется только при острой необходимости проведения именно такого вида исследования, в стационарных условиях, под непрерывным контролем квалифицированного и сертифицированного медперсонала. Данный метод заведомо не позволяет вести непрерывный мониторинг состояния пациента в его повседневной деятельности, отслеживать реальную гемодинамику и текущее состояние сердечно-сосудистой системы.

Большинство современных методов неинвазивного измерения артериального давления основаны на манипуляции контрдавлением в манжете или аппликаторе, сжимающих эту артерию (обычно вместе с конечностью). Цель этих манипуляций состоит в том, чтобы максимально нивелировать дополнительное давление, обусловленное в первую очередь упругими стенками артерии [2]. Например, при мониторинге артериального давления по методу Пенъяза для этих целей используют принцип объемной компенсации, эксплуатирующий идею динамической “разгрузки (unloading) стенок сосудов” [3]. Недостатком этих методов является то, что при сжатии конечности в ней неизбежен застой крови и периодически приходится либо расслаблять манжету, либо ослаблять прижим аппликатора, что нарушает режим непрерывного измерения и вносит дополнительные возмущения в суммарную волновую картину. Кроме этого, весьма затруднительным представляется организация непрерывной записи сигнала пульсовой волны в течение многих последовательных сердечных циклов при динамически изменяющейся реальной нагрузке и в разных местах человеческого тела. С технической точки зрения не представляется принципиальной трудностью использование для обработки записанного сигнала вновь разрабатываемых или существующих стандартных программных пакетов, а также передача такого сигнала радиотехническими средствами. Вместе с тем само получение такого сигнала с минимумом артефактов и максимумом достоверности при измерениях в различных местах человеческого тела продолжает все еще оставаться значительной проблемой.

1. Принцип работы и конструкция измерительного датчика

Для преодоления этой проблемы был развит принципиально новый метод непрерывного измерения артериального давления, в основе которого лежит принцип локальной компенсации давления, представленный на рис. 1. Практическая реализация этого метода стала возможной благодаря разработанному ранее уникальному способу компенсационного измерения давления на очень малых площадках (1 мм^2 и менее) [4].

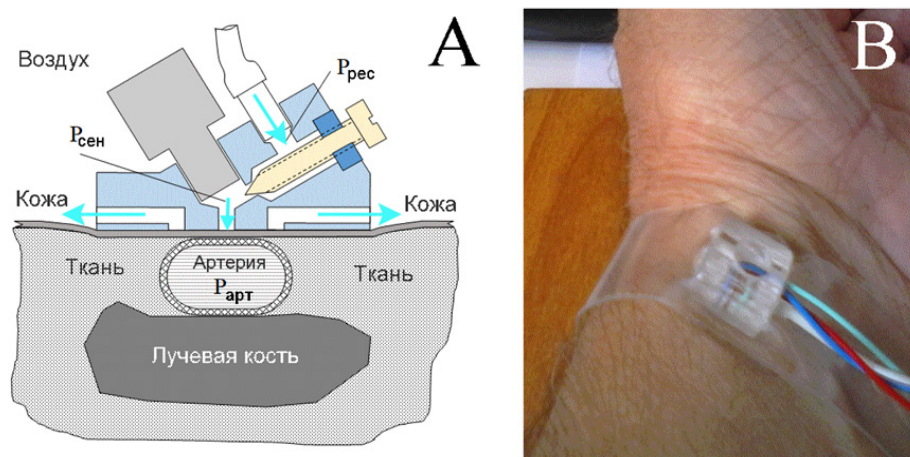


Рис. 1. Принцип измерения АД за счет локальной компенсации давления в артерии $P_{арт}$ давлением $P_{сен}$ в измерительном элементе пневматического датчика (А) и внешний вид элемента на запястье пациента (В).

Идея принципа локальной компенсации при измерении давления в недоступных объемах газа или жидкости достаточно проста — если внешним воздействием удастся сделать форму поверхности, ограничивающей объем эластичной оболочки, локально плоской, то внешнее давление, ввиду отсутствия продольного упругого напряжения в оболочке, будет равно внутреннему. Этот принцип реализован, в частности, в методе аппланационной тонометрии для измерения внутриглазного давления [5]. В результате нескольких лет упорной работы авторам удалось создать аппланационный тонометр на принципе локальной компенсации давления с открытой рабочей камерой, образованной плоской поверхностью аппликатора с одной стороны, и эластичной поверхностью кожи с другой. Объем рабочей камеры при этом очень небольшой (менее 1 мм^3), и состоит в основном из объема соединительной трубочки и датчика давления. Преимуществом подобного пневматического датчика перед жидкостными аналогами является то обстоятельство, что рабочим телом служит воздух, избыток которого может быть сброшен в атмосферу без реверсирования нагнетательных каналов. Принцип работы тонометра проиллюстрирован на рис. 1. Именно, если в некоторый начальный момент давление $P_{сен}$ в камере измерительного элемента датчика меньше, чем давление

в артерии $P_{арт}$, то ткань и кожа непосредственно над артерией прижаты к воздушному каналу элемента, запирая его. Как только $P_{сен}$ достигает $P_{арт}$, выход канала открывается и избыток воздуха выходит под плоскую поверхность измерительного элемента, прижатого к коже. Если приток воздуха в камеру подобран правильно (выбором давления в ресивере $P_{рес}$ и положением винта дросселя), то ламинарное истечение воздуха из камеры будет удерживать поверхность кожного покрова в плоском, минимально открытом состоянии, автоматически поддерживая баланс $P_{сен} \approx P_{арт}$ (даже при переменном АД). Другими словами, в разработанном авторами пневматическом датчике принцип локальной компенсации давления реализуется на основе работы своеобразного предохранительного клапана давления для камеры с постоянным притоком воздуха извне (из ресивера).

2. Проблема позиционирования

Однако за преимущества локально- компенсационного метода измерения артериального давления пришлось заплатить новыми, возникшими здесь проблемами позиционирования измерительного элемента датчика. В частности, ввиду того, что контактная площадка (выходное отверстие канала) измерительного элемента имеет размеры существенно меньшие размеров артерии, измеряемое давление $P_{сен}$ совпадает с $P_{арт}$ (см. рис. 1) только в том случае, когда площадка расположена точно на проекции оси артерии на кожный покров. Проблемы искажения измерений АД, связанные с позиционированием измерительного элемента, проиллюстрированы на рис. 2.

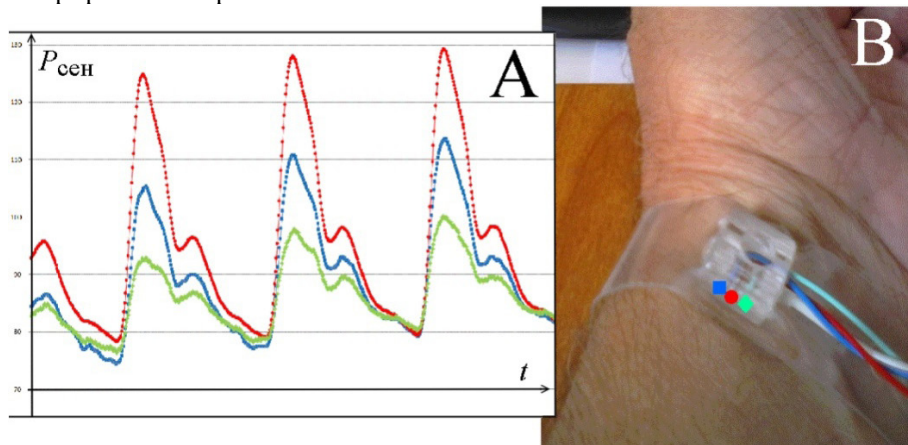


Рис. 2. Характерный вид измеренной датчиком пульсовой волны АД (А) в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● — контактная площадка точно над центром лучевой артерии, ■, ◆ — контактная площадка смещена влево, вправо от центра лучевой артерии.

Видно, что при смещении датчика влево или вправо от плоскости симметрии уменьшается измеряемое значение артериального давления и искажается соотношение различных элементов кривой (рис. 2). Детальное исследование показало следующее — в положении точно над центром артерии сигнал артериального давления имеет наибольший размах между основными максимумами и минимумами и при этом «пики» экстремумов выглядят более острыми. В симметричных же смещенных относительно «центра» артерии позициях графики пульсовой волны практически повторяют друг друга, хотя и могут иметь, как это хорошо видно из рис. 3, определенные индивидуальные отличия. Эти отличия проявляются наиболее ярко в стадии диастолы (см. например рис. 3).

Проведённые испытания сенсора показали, что давление распределено неравномерно по направлению, перпендикулярному оси артерии. Это обусловлено как геометрией артерии, так и смещением оси артерии при пульсации под прижимом аппликатора. Отсюда вытекают два важных вывода по позиционированию датчика. Во-первых, рабочая камера основного измерительного канала должна располагаться точно над проекцией оси артерии, и, во-вторых, ось артерии не должна заметно смещаться при пульсациях крови.

Сделанные наблюдения подтолкнули авторов к реализации на практике метода «наведения на цель», аналогичного используемому в радиолокации равносигнальному подходу. Была разработана принципиальная конструкция пневматического датчика для мониторинга артериального давления, главным элементом которой является измерительный датчик с тремя отдельными камерами для локально-компенсационного измерения давления. Каждая камера имеет собственный независимый измеритель давления, и, в процессе измерения, рабочие сопла каналов располагаются в ряд в поперечном к артерии направлении.

При этом размер общей рабочей поверхности (площадки) необходимо подобрать таким образом, чтобы в рабочем режиме отверстия (сопла) всех трех камер одновременно находились в «сигнальной» области над исследуемой артерией. Схематический вид датчика и результат одновременного трехканального измерения пульсовой волны при расположении измерительного элемента над лучевой артерией представлены

выше на рис. 3. Детали технической реализации датчика отражены в полученном авторами патенте [6]. В заявленной конструкции основная задача крайних (боковых) каналов заключается в обеспечении правильного позиционирования центрального измерительного элемента. Именно, правильному расположению измерителя соответствует максимальное совпадение величин предварительно откалиброванных (нормированных) сигналов по боковым каналам (см. рис. 3) или, говоря другими словами, достигается близкая к нулю разница этих величин. При этом не столь существенно то, что при измерении в этих каналах не удастся добиться полной «разгрузки» боковых стенок артерии и поэтому отклик на пульсацию артериального давления в них существенно искажен. Важно, что при совпадении величин этих сигналов центральная камера находится точно над осью артерии («наведена на цель») и в этом положении ее сигнал будет неискаженным повторением величины давления в артерии [7,8].

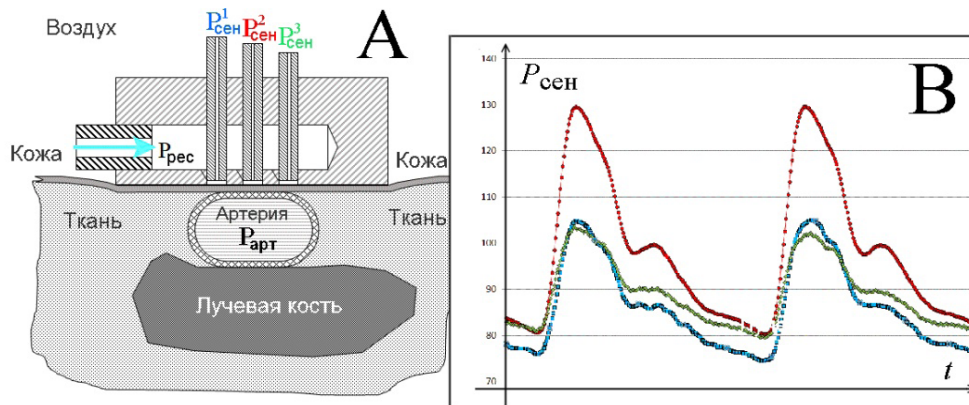


Рис. 3. Локально-компенсационное измерение АД датчиком с трехкамерным измерительным элементом (А), реализующим трехканальные синхронные измерения пульсовой волны (В).

Методология измерения артериального давления трехкамерным пневматическим датчиком тесно связана с описанными особенностями его конструкции. На первом этапе, непосредственно перед измерением, при помощи пальпации (нащупывания пульса) на теле пациента находится ориентировочное место расположения артерии. Затем к этому месту прикладывается измерительный элемент так, чтобы измерительные площадки были расположены в ряд в поперечном к артерии направлении (см. выше рис. 2 и 3). Далее, перемещая вручную измеритель в этом же, поперечном к артерии направлении, отыскивается такая его позиция, в которой сигналы боковых каналов были бы максимально совмещены друг с другом. После этого осуществляется прижатие измерителя к руке в такой степени, чтобы сделать контакт центральной площадки со стенкой артерии по возможности максимально плоским, но не пережать артерию до окклюзии (принцип аппланации). Для случая лучевой артерии был установлен экспериментально найденный критерий наилучшего положения — максимальный размах сигнала центрального канала должен вдвое превосходить размах симметричных сигналов в боковых каналах.

На практике для решения задачи позиционирования сенсора на лучевой артерии была разработана конструкция монолитного трёхкамерного датчика, учитывающая данную специфику. Три рабочие камеры расположены в ряд с шагом 1.8 мм на отрезке перпендикулярном проекции оси артерии на плоскость аппликатора. Рабочие камеры независимо друг от друга снабжаются воздухом от ресивера через индивидуальные капиллярные пневмодроссели. Таким образом, появляется возможность измерения величин давления на поверхность аппликатора в трёх точках (площадках диаметром 0.8 мм) одновременно и независимо. Для оценки толщины воздушной подушки под поверхностью аппликатора был измерен текущий расход воздуха. Значение, полученное при этом, с учетом возможных утечек, оказалось около 0.5 см³/сек. При среднем перепаде давления в 100 мм рт. ст. при истечении в атмосферу скорость потока в отверстии примерно равна 140 м/с. Площадь сечения потока отсюда $500/140000 = 0.0036$ мм², или 0.0012 мм² для каждой камеры. С допущением, что истечение идёт по половине периметра отверстия камеры (длина щели ~ 1 мм), ширину щели можно оценить величиной порядка 1 микрона.

Датчик данного типа можно использовать для измерения параметров не только лучевой, но и других доступных для пальпации артерий (сонной, височной, локтевой, плечевой, бедренной, подколенной и т.д.). Однако такой четкий алгоритм позиционирования измерительного устройства, позволяющий вести адекватные количественные измерения артериального давления, в настоящее время проработан и эмпирически подтвержден только для случая ручного позиционирования датчика на лучевой артерии.

3. Первичное тестирование приборного комплекса

Сравнение полученных результатов показывает, что для каждой исследуемой артерии имеются индивидуальные особенности регистрируемой в данном месте человеческого тела параметров пульсовой волны.

Эти особенности влияют на методику практических измерений и последующую интерпретацию полученных данных. В целом, порядок измерения, интерпретации и использования такой информации в дальнейшем требует согласованной работы разработчиков аппаратуры и кардиологов, а также набора соответствующей статистики измерений по каждой из артерий. Эксперименты по измерению давления на различных поверхностных артериях показали, что для случая артерий, под которыми расположены твёрдые ткани (кость), имеется возможность регистрации, как формы пульсовой волны, так и показаний текущего значения величины артериального давления (см. рис. 4).

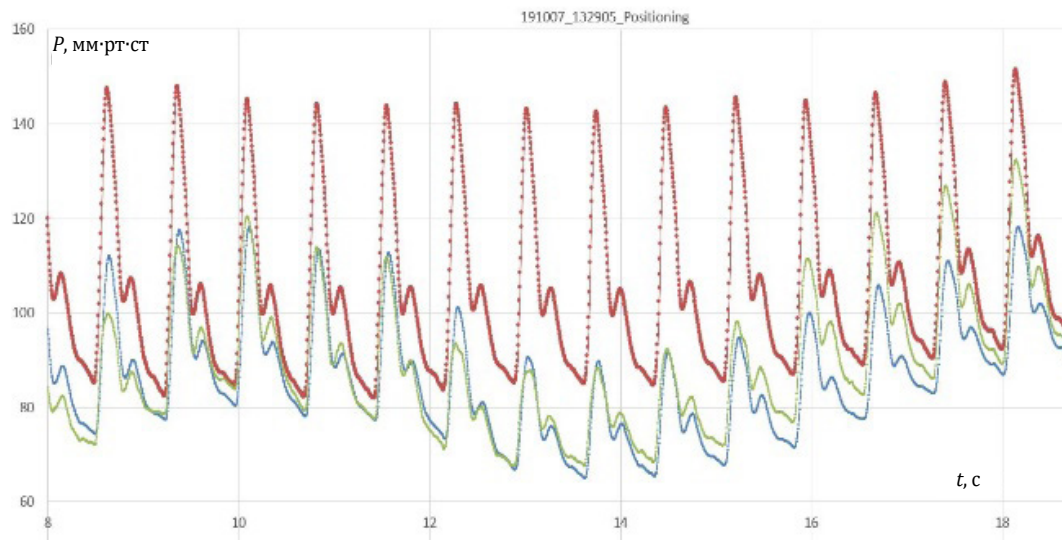


Рис. 4. Зарегистрированная датчиком пульсовая волна артериального давления для случая лучевой артерии в оптимальном положении при небольших изменениях силы прижатия: ● — сигнал центрального канала (точно над лучевой артерией), ■, ◆ — сигналы боковых каналов.

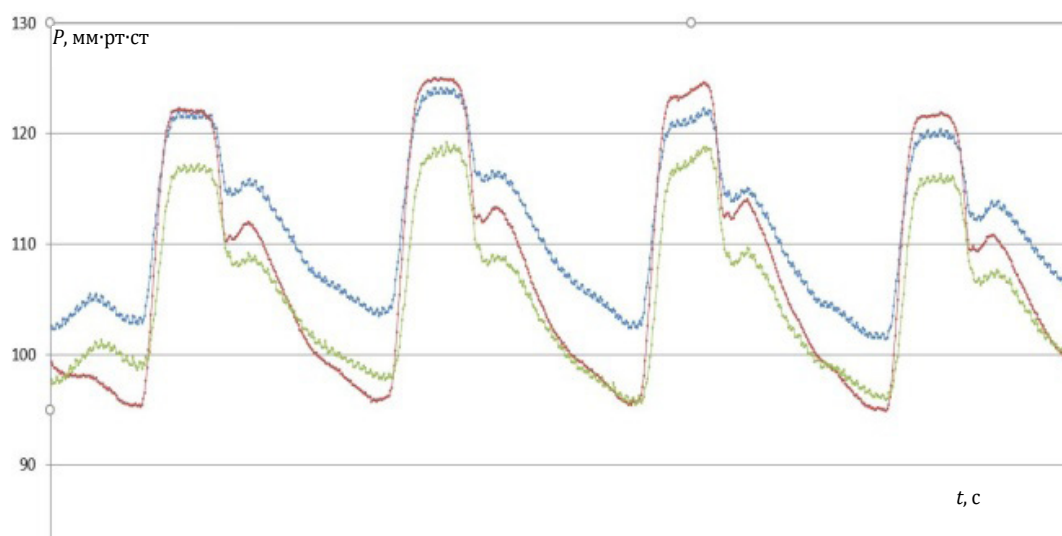


Рис. 5. Вид измеренной датчиком пульсовой волны АД для случая сонной артерии в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● — контактная площадка точно над центром лучевой артерии, ■, ◆ — сигналы смещенных влево и вправо боковых каналов.

Кроме лучевой артерии (см. выше рис. 4), в наших экспериментах удалось измерить давление только на височной артерии (см. далее). При этом позиционирование на ней имеющихся вариантов датчика оказалось очень трудной процедурой, очевидно, ввиду подвижности и малого диаметра артерии. Для случая сонной артерии пока удается восстанавливать только форму пульсовой волны (см. рис. 5). Но даже в этом случае по динамике поведения пульсовой волны можно судить, в частности, о состоянии аорты и уровне кровоснабжения мозга.

Из представленных на рис. 5 графиков хорошо видно, что очевидное влияние на соотношение уровня центрального и боковых сигналов оказывает существенно больший, чем в случае лучевой, размер сечения сонной артерии и, предположительно, отсутствие твердых тканей под ней. Представляется необходимым исследовать

корреляцию и найти оптимальный вариант для соотношения величин диаметра артерии и шага между измерительными (рабочими) каналами для каждого типа артерий. В целом, изменение формы и количественных показателей пульсовой волны происходит при самых разнообразных внешних и внутренних процессах.

Например, этот факт отражен на полученных нами графиках пульсовой волны давления на лучевой артерии для случая спокойного состояния с последовательными глубокими вдохами и выдохами (рис. 6), а также и при задержке дыхания на вдохе (рис. 7). На рис. 6 приводится форма пульсовой волны давления на достаточно протяженном интервале времени в состоянии покоя испытуемого. Несколько глубоких вдохов и выдохов оказывают заметное влияние на величину среднего давления в лучевой артерии, и на вариации сердечного ритма. Можно предположить, что в состоянии покоя частота сердечных сокращений подстраивается таким образом, чтобы стабилизировать среднее давление в аорте относительно давления в полости грудной клетки. Хорошо иннервированная дуга аорты при этом вполне годится на роль своеобразного “манометра”, высокочувствительного к разности давления в аорте и вне её.

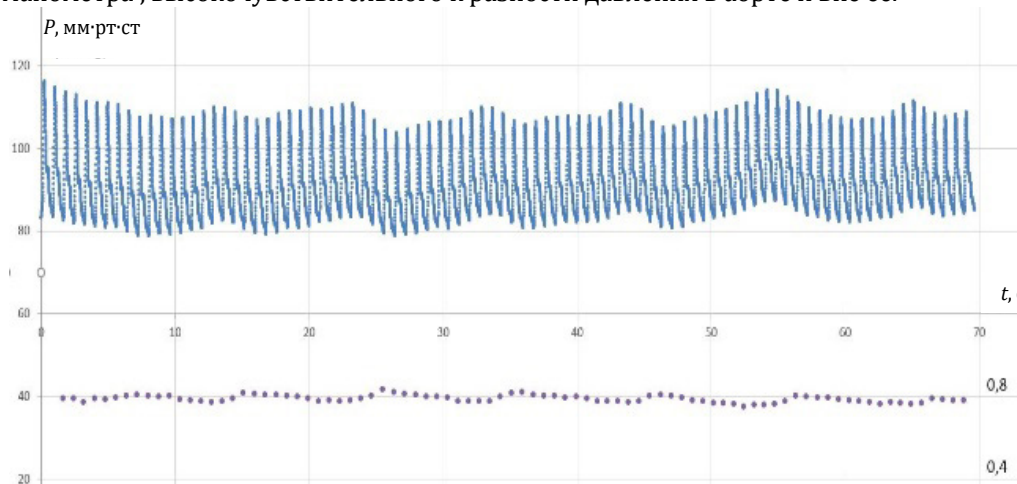


Рис. 6. Пульсовая волна давления (верхняя кривая) и вариабельность интервалов сердечного ритма (нижний ряд точек, шкала справа) в состоянии покоя при глубоком дыхании.

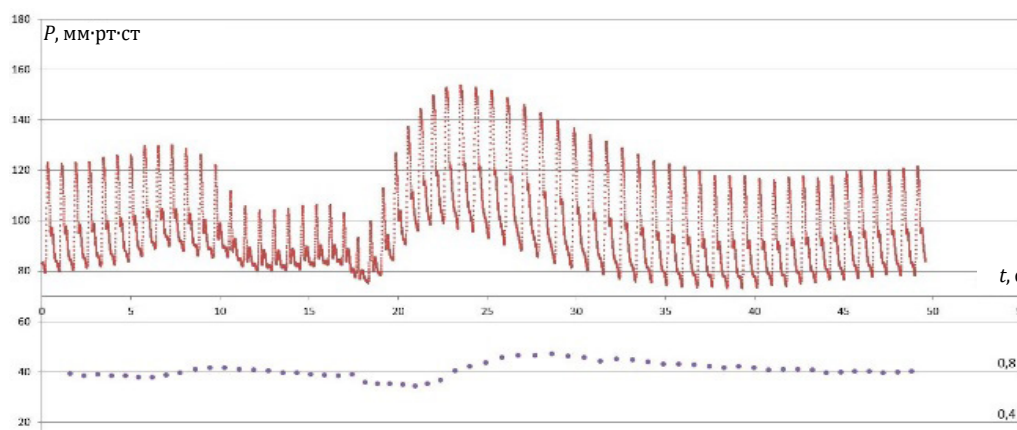


Рис. 7. Трансформация пульсовой волны давления на лучевой артерии (верхняя кривая) и вариабельность интервалов сердечного ритма (нижний ряд точек, шкала справа) при кратковременной задержке дыхания на вдохе.

На следующем рисунке (см. ниже рис. 7) приведена запись пульсовой волны давления на лучевой артерии при задержке дыхания испытуемого на короткое время после вдоха.

Необычную форму осцилляций на этом рисунке можно объяснить следующим образом. На первых секундах задержки давление в лёгких, а также в полости грудной клетки, начинает повышаться из-за рефлекторного стремления к выдоху, сдерживаемому закрытой носоглоткой. Среднее давление в артерии (вслед за давлением в аорте) начинает расти. На 6–7-й секунде давление начинает падать. Вероятно, вследствие растущего перепада давления недостаточно венозной крови поступает в грудную клетку.

На 17 секунде записи после выдоха можно видеть, как кратковременно падает давление и затем, после плавного повышения давления в течение 20–25 секунд восстанавливается первоначальная картина пульсовой волны давления. Для сравнения далее на рис. 8 приведена форма пульсовой волны при классическом маневре Вальсальвы.

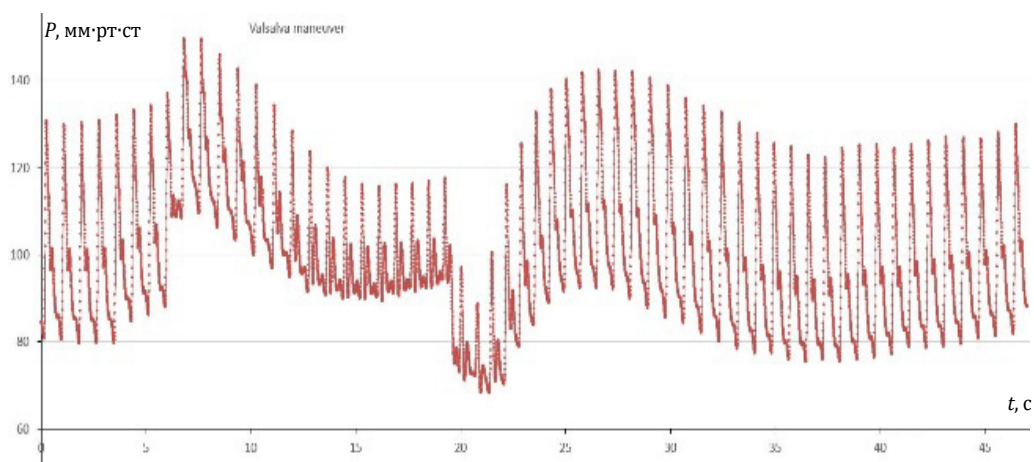


Рис. 8. Форма пульсовой волны давления на лучевой артерии при маневре Вальсальвы.

Другой пример нестандартной формы пульсовой волны на лучевой артерии приведен ниже на рис. 9. Этот сигнал был зафиксирован у испытуемого на вторые сутки после инъекции вакцины “Энцевир” против клещевого энцефалита. Как известно, после этой прививки в течение нескольких суток возможно развитие общих реакций в виде подъема температуры тела от 37.1° до 38.0 °С, головной боли, общего недомогания, болей в мышцах и суставах. Продолжительность реакций обычно не превышает 3 суток. Указанные симптомы у нашего испытуемого прекратились к концу вторых суток и, вместе с этим, нормализовалась форма пульсовой волны.

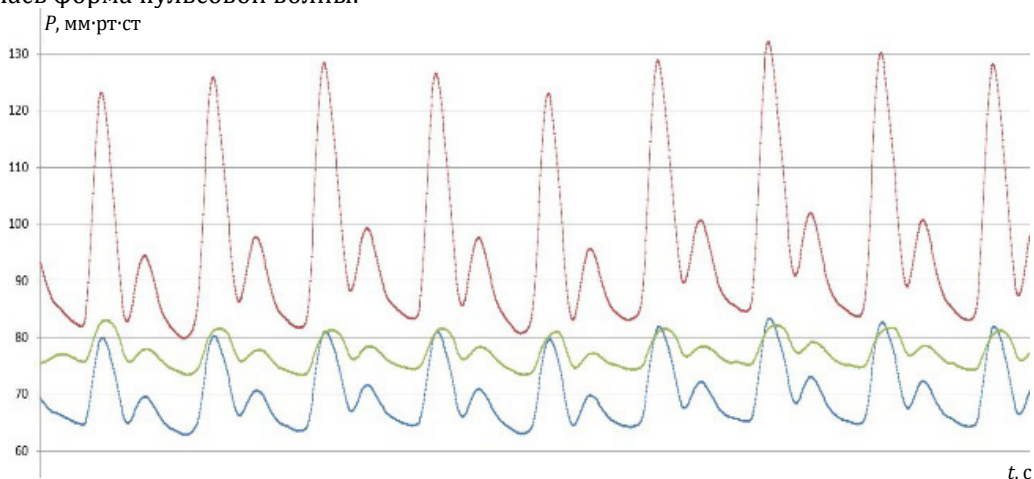


Рис. 9. Изменение формы пульсовой волны давления на лучевой артерии в основном и боковых каналах через день после инъекции препарата “Энцевир”.

На следующем рис. 10 показан пример регистрации фрагмента пульсовой волны давления на лучевой артерии испытуемого в болезненном и утомлённом состоянии. Видно, что периодичность регистрируемых пиков систолического давления в общем сохраняется, а частичное их выпадение выглядит как изъятие без нарушения временных интервалов. Весьма вероятно, что мы имеем дело с аритмией и это ее проявление в виде экстрасистол. Однако, утверждать это как очевидный факт без синхронной электрокардиограммы, как для исследователей, так и для практикующих врачей, было бы опрометчиво и затруднительно.

Логичным образом полученный результат подтолкнул авторов к разработке и интеграцию в приборный комплекс канала для синхронной регистрации электрокардиограммы. Поскольку для определения положения R-пиков не требуется электрокардиография (ЭКГ) высокого разрешения, было принято решение о разработке упрощённой схемы одноканального усилителя кардиосигналов.

4. Схема со встроенным ЭКГ-каналом

Разработанная в результате усилий авторского коллектива оригинальная схема подключения ЭКГ-электродов позволяет аппаратуре работать без нейтрального электрода и применения токопроводящего геля. Подавление электросетевых помех при этом осуществляется на уровне схемотехники и далее с применением цифровой обработки (фильтрации) данных. Целью подобной модификации первоначальной конструкции измерительной аппаратуры стало желание как можно точнее увязать динамику пульсовой волны артериального давления с ритмической активностью сердца. На рис. 11 приводится вид пульсовой волны давления на лучевой артерии (синяя кривая), снятой синхронно с ЭКГ (нижняя красная кривая).

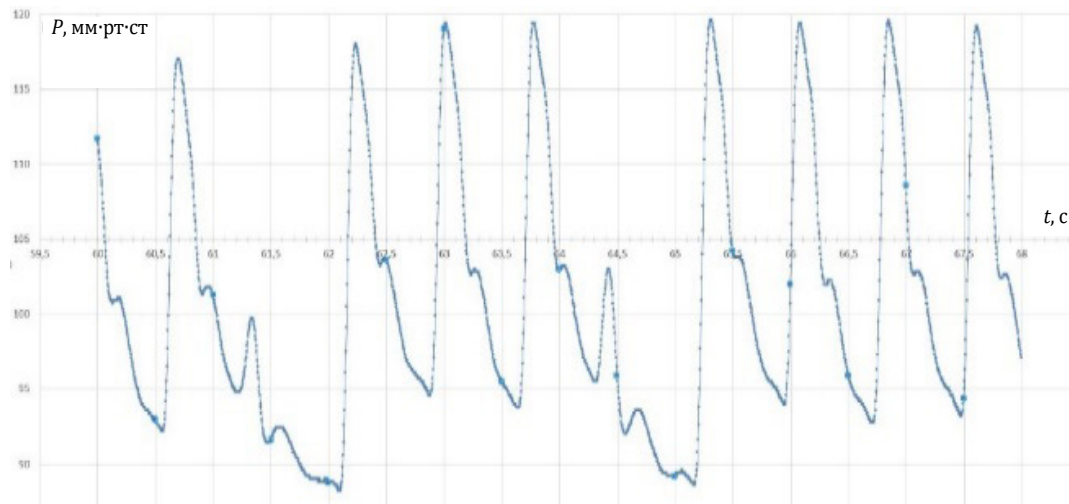


Рис. 10. Предполагаемое как проявление аритмии изменение формы пульсовой волны давления на лучевой артерии.

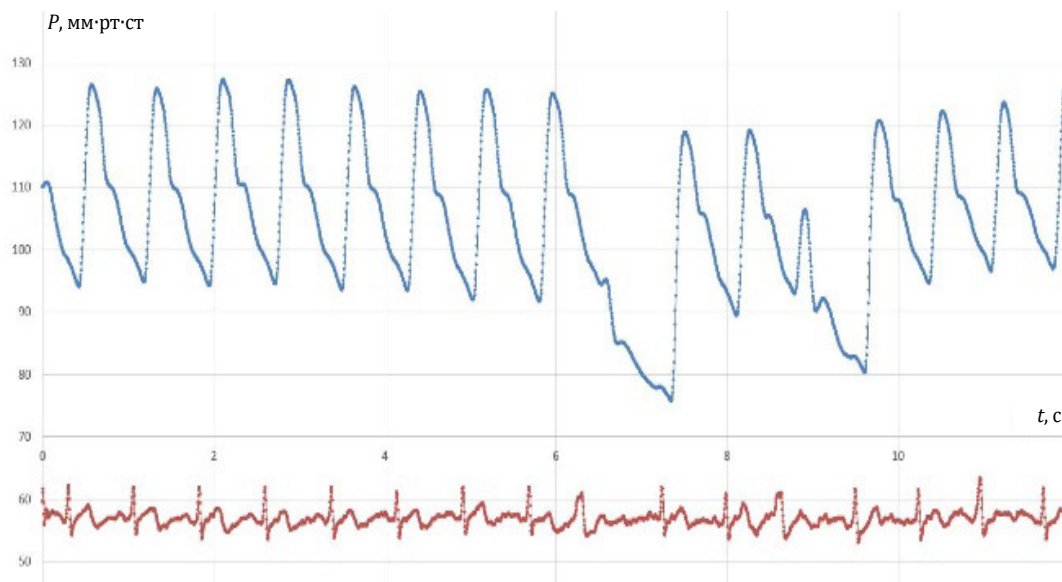


Рис. 11. Предполагаемое как проявление аритмии изменение формы пульсовой волны давления на лучевой артерии и синхронно выполненная ЭКГ.

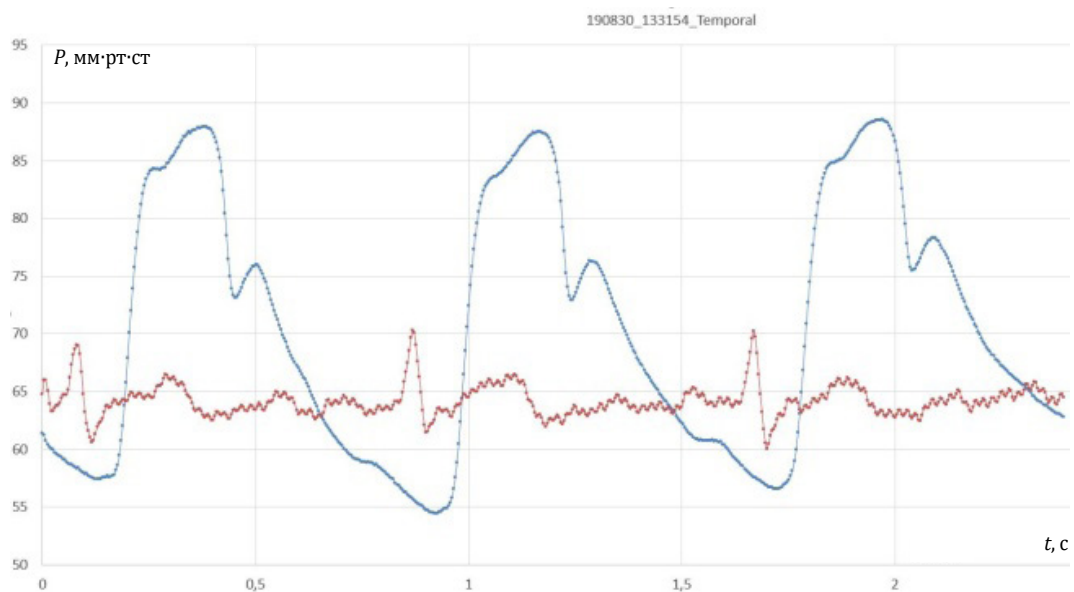


Рис. 12. Форма пульсовой волны давления на височной артерии и синхронно выполненная ЭКГ.

Введение в измерительную схему дополнительного канала ЭКГ позволяет сравнивать форму задающего сердечное сокращение электрического сигнала (входящего сигнала) и форму результирующей пульсовой волны артериального давления (сигнала на выходе) в одной из возможных позиций измерения, например, на запястье (см. рис. 11). На основе анализа взаимосвязи между сигналами на входе и выходе сердечно-сосудистой системы можно известными в радиофизике методами оценить ряд ее частотно-временных характеристик. В частности, с помощью описываемого пневматического датчика со встроенным каналом ЭКГ можно говорить о возможности неинвазивного измерения скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) артериального давления. Знание величины этого параметра, наряду с неинвазивным мониторингом систолического артериального давления и непрерывным анализом динамики пульсовой волны позволяет отслеживать текущее состояние сердечно-сосудистой системы, и проводить, в том числе, диагностику клинических и субклинических проявлений атеросклероза.

Как уже говорилось выше, кроме лучевой артерии, в наших экспериментах удалось измерить изменение фактического (в мм.рт.ст) давления пока только на височной артерии. Правильное позиционирование в этом случае оказалось очень непростой процедурой, вероятно, ввиду подвижности и малого диаметра исследуемой артерии. Полученные данные синхронного измерения пульсовой волны и ЭКГ на ней отображены далее на рис. 12.

Разумеется, изложенная в данном разделе комплексная технология получения и последующей интерпретации совместных данных требует дальнейшего совершенствования. Однако не вызывает сомнения существенный рост информативности и достоверности предлагаемого подхода по сравнению с ранними вариантами [7–9], не включающими синхронное измерение и использование при анализе ЭКГ-данных.

Выводы

Результаты проведённых исследований позволяют сформулировать следующие выводы:

1. Разработанный и реализованный авторами в виде рабочего макета прибор позволяет вести непрерывное измерение артериального давления ряда поверхностных артерий в режиме реального времени с отображением пульсовой волны давления как внутри единичного цикла, так и на продолжительных интервалах времени.
2. Эксперименты по измерению давления на различных поверхностных артериях показали, что для случая артерий, под которыми расположены твёрдые ткани (кость), имеется возможность регистрации, как формы пульсовой волны, так и текущих показаний фактического значения величины артериального давления. Это удалось подтвердить для случая лучевой и височной артерий.
3. При этом прибор позволяет не только определять систолическое/диастолическое показатели давления, но и отслеживать их текущие значения и динамику, связанную с дыханием и процессами вегетативной регуляции.
4. Добавление синхронного канала ЭКГ расширяет информативность измерительного комплекса и дает возможность более полно исследовать изменение параметров распространения пульсовых волн в поверхностных артериях.
5. Для определения оптимальной методики измерения на различных артериях, интерпретации и использования получаемой информации во врачебной практике требуется дальнейшая согласованная работа разработчиков аппаратуры и кардиологов, а также наработка соответствующей статистики измерений.

Медицинская этика и благодарности

Несмотря на то, что в основе конструкции и методики использования разработанного прибора лежит неинвазивный и, в целом, нетравматичный подход, описанные испытания проводились в первую очередь на добровольцах из состава разработчиков и с их информированного согласия. Персональные данные испытуемых не раскрывались, пострадавших нет.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, грант № 17-07-00294.

Список литературы

1. Чазова И.Е., Ощепкова Е.В., Жернакова Ю.В. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. Клинические рекомендации // Кардиологический вестник. № 1. 2015. С. 5–30.
2. Settels, J.J., ed. Ehrenfeld, J. M., and Cannesson, M. Non-Invasive Arterial Pressure Monitoring // in Monitoring Technologies in Acute Care Environments. Springer, New York. 2014. P. 87–107.
3. Peñáz, J. Photoelectric Measurement of Blood Pressure, Volume and Flow in the Finger // in Digest of the 10th International Conference on Medical and Biological Engineering. Dresden. 1973. P. 104.
4. Antsiperov, V.E., Mansurov, G.K. et al, 2016. Pneumatic Sensor for Non-Invasive Continuous Blood Pressure Measurement in Invention Patent 2638712. Priority November 7, 2017. Bulletin No. 35.
5. Goldmann, H., Schmidt, T. Ueber Applanationstonometrie in Ophthalmologica // 1975. Vol. 134. P. 221–242.
6. Mansurov, G.K. et al. Monolithic Three-Chambered Pneumatic Throttle Sensor with Integrated Channels for Continuous Non-Invasive Blood Pressure Measurement. 2018. Patent RU2675066.

7. Antsiperov, V.E., Mansurov, G.K., and Danilychev, M.V. Method of Positioning a Pneumatic Sensor for Noninvasive Blood Pressure Monitor According to Three-Channel Pulse Wave Detecting Signal // in Proceedings of the 11th International Scientific and Technical Conference «Acoustooptic and Radar Methods for Information Measurements and Processing». 2018. P. 140–144.
8. Анциперов В. Е., Данилычев М. В., Мансуров Г. К. Технология неинвазивного мониторинга артериального давления по данным регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 3. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/mar19/1/text.pdf>. DOI: 10.30898/1684–1719.2019.3.1.
9. Antsiperov, V., Mansurov, G., Danilychev, M., and Churikov, D. Non-Invasive Blood Pressure Monitoring with Positionable Three-Chamber Pneumatic Sensor // Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC2019). Vol. 5. HEALTHINF. P. 462–465. ISSN: 2184–4305. ISBN: 978–989–758–353–7. DOI: 10.5220/0007574904620465

Поступила 21 октября 2019 г.

NON-INVASIVE MONITORING OF BLOOD PRESSURE BASED ON THE DATA OF CONTINUOUS REGISTRATION OF THE PULSE WAVE SIGNAL WITH A NEW TYPE OF THREE-CHANNEL SENSOR

V.E. ANTSHIPEROV, A.S. BUGAEV, M.V. DANILYCHEV, AND G.K. MANSUROV

doi: 10.25210/jfop-1904-082091

The paper discusses the scheme of operation, design features and test results of a new type of sensor for continuous non-invasive measurement of blood pressure. The positioning of the sensor on the patient's body is based on the method of differential processing of data coming from three channels that synchronously register the pulse wave signal. The miniature dimensions of the sensor measuring element and the possibility of its precise positioning directly in the measurement zone on small and very small (1 mm or less) areas of elastic surfaces, such as skin and adjacent tissues of the human body, allow for increased quality of pulse wave shape restoration, continuity of measurement parameters and minimizing the level of external disturbances. Examples of measurement for some superficial arteries of the human body are given. In the case of the radial and temporal arteries, the possibility of continuous measurement of the actual value of blood pressure was also confirmed. The results of using an upgraded version of the sensor with the possibility of synchronous ECG measurement are described.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 004.032.26, 525.62, 616.71, 616.514

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ХРОНИЧЕСКОЙ СПОНТАННОЙ КРАПИВНИЦЫ И УРТИКАРНОГО ВАСКУЛИТА

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfor-1904-092097

Данилычев М. В. — к.ф.-м.н., с.н.с., Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН; Российский новый университет; Москва. E-mail: dan496@yandex.ru

Данилычева И. В. — к.м.н., в.н.с., доцент, ГНЦ Институт иммунологии ФМБА России, Москва. E-mail: ivdanilycheva@mail.ru

Катунина О. В. — д.м.н., в.н.с., ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России. E-mail: katunina9@gmail.com

Ловчикова Е. Д. — студентка МГТУ им. Н.Э. Баумана, E-mail: kat.lovchikova@yandex.ru

Мачихин А. С. — д.т.н., в.н.с., Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН. E-mail: machikhin@ntcup.ru

Польщикова О. В. — м.н.с., Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН. E-mail: polschikova@gmail.com

Широков С. В. — н.с., Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН. E-mail: sergsh@ntcup.ru

Шульженко А. Е. — д.м.н., профессор, ГНЦ Институт иммунологии ФМБА России. E-mail: shulzhenko_ae@mail.ru

Аннотация

В медицине часто встречаются ситуации, когда различные по этиологии заболевания демонстрируют схожую по проявлениям клиническую картину. В качестве такого примера в данной статье рассматривается ситуация с хронической спонтанной крапивницей (chronic spontaneous urticaria) и уртикарным васкулитом (urticarial vasculitis). Одним из наиболее достоверных средств, своего рода «золотым стандартом», диагностики уртикарного васкулита в настоящее время является гистологическое исследование биоптата кожи. Вместе с тем указанный метод все же достаточно субъективен и нуждается в дальнейшем развитии и совершенствовании. В качестве возможного пути развития авторы предлагают перейти в гистологической практике к использованию методов гиперспектральной съемки гистологических образцов и последующего компьютерного анализа.

Ключевые слова: клиническая картина, хроническая спонтанная крапивница, уртикарный васкулит, дифференциальная диагностика, гистологическое исследование, гиперспектральный модуль, нейронная сеть

Abstract

In medicine, there are often situations where diseases of various etiologies demonstrate a similar clinical picture. As an example, this article discusses the situation with chronic spontaneous urticaria and urticarial vasculitis. The most reliable tool, a kind of «gold standard», UV diagnostics at present is a histological examination of skin biopsy. At the same time, this method needs further development and improvement. As a possible path of development, the authors propose moving in histological practice to the use of hyperspectral imaging of histological samples and subsequent computer analysis.

Keywords: clinical picture, chronic spontaneous urticaria, urticaria vasculitis, differential diagnosis, histological examination, hyperspectral module, neural network

Правильная диагностика заболевания и причин его возникновения является принципиальным фактором, который прямо влияет на эффективность лечения и его экономическую составляющую. Основанное на неправильных диагностических выводах и допущениях такое лечение, помимо низкой его эффективности, способно серьезно исказить первичную клиническую картину, существенно затруднить постановку правильного диагноза другими специалистами, а также существенно повысить вероятность различного рода осложнений в дальнейшем. Нередко в медицинской практике встречаются ситуации, когда различные по этиологии заболевания демонстрируют схожую по проявлениям клиническую картину. Примером такого рода заболеваний является ситуация с хронической спонтанной крапивницей chronic spontaneous urticaria (CSU) и уртикарным васкулитом urticarial vasculitis (UV) [1,2]. По данным разных исследователей от 2 до 25% пациентов, обследованных по поводу CSU, страдают UV. Подбор доктором правильной тактики

лечения при этом может занимать несколько лет. В то время как стоимость современных препаратов для лечения этих заболеваний может достигать нескольких десятков тысяч рублей за 1 инъекцию [3,4].

На практике постановка диагноза осуществляется иммунологом-аллергологом на основании целого ряда клинических признаков и результатов медицинских анализов. Одним из наиболее достоверных средств, своего рода «золотым стандартом», диагностики UV в настоящее время является гистологическое исследование биоптата кожи. К сожалению, и на этом уровне диагностики получаемые выводы недостаточно объективны. От специалиста-исследователя требуется очень высокая квалификация для того, чтобы найти, выделить и правильно интерпретировать критические проявления. Это видно и из описания гистологических особенностей данных заболеваний — найти различия между ними достаточно сложно [1,2]. При хронической спонтанной крапивнице эпидермис имеет нормальную толщину, его слои дифференцированы, имеется слабый рыхлый кератоз. Вокруг капилляров поверхностного сплетения наблюдается слабая гистиолимфоцитарная инфильтрация с примесью отдельных изолированных эозинофильных гранулоцитов. Коллагеновые волокна дермы без признаков структурных изменений. В сетчатом слое дермы имеются фрагменты волосных фолликулов и потовых желез обычной гистологической структуры. В случае уртикарного васкулита эпидермис также имеет нормальную толщину, его слои дифференцированы, присутствует слабый рыхлый кератоз. Однако стенки сосудов папиллярного и сетчатого слоев дермы утолщены отеком и набуханием эндотелиальных клеток. Вокруг сосуда часто присутствуют целые манжеты инфильтратов гистиоцитов, лимфоцитов, эозинофильных гранулоцитов. Эозинофильные гранулоциты проникают в сосудистую стенку и там накапливаются. Образно говоря, при хронической спонтанной крапивнице стенки сосудов представляют собой разреженную в какой-то мере, но по-прежнему тонкую ткань («марлю»), а в случае уртикарного васкулита воспаление превращает стенки сосудов и их окрестности в своеобразное «болото», в котором «вязнут» и накапливаются эозинофилы (см. рис. 1).

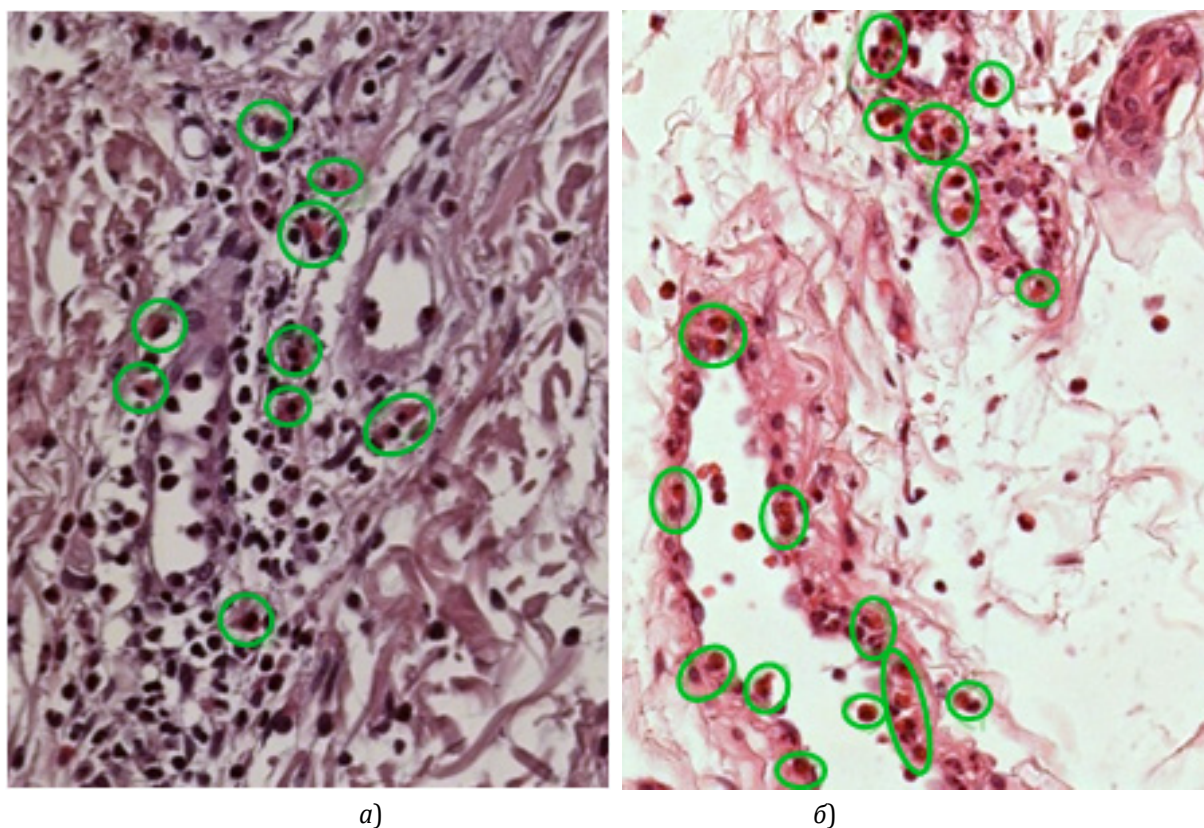


Рис. 1. Изображения ткани кожи, показывающие характер изменения стенок сосудов и эозинофильную инфильтрацию при хронической спонтанной крапивнице (а) и уртикарном васкулите (б).

В целом, затруднения с дифференциальной диагностикой CSU и UV обусловлены сходством клинических проявлений, субъективностью гистологического исследования и сильной зависимостью от квалификации врача, его проводящего; а также различиями в подходах к диагностике и лечению CSU и UV. Эта проблема приобрела особую актуальность в связи с внедрением в клиническую практику методов генно-инженерной биологической терапии [5,6]. Однако недостаточная информативность рутинных гистологических методов и явная нехватка квалифицированных специалистов-исследователей и соответствующего оборудования способны, в ряде случаев, привести к ошибочным диагнозам. Это означает, что указанный метод нуждается в дальнейшем развитии и совершенствовании.

В качестве одного из возможных путей решения указанной проблемы авторами предлагается перейти в гистологической практике к использованию методов гиперспектральной съемки гистологических образцов и последующего компьютерного анализа. Такое направление развития методов биомедицинских исследований связано со стремлением автоматизировать процессы диагностики, повысить их точность, исключить или минимизировать субъективный человеческий фактор. Это означает: 1) необходимость разработки соответствующего высокочувствительного оптического прибора с перестраиваемыми полосой пропускания и пространственным разрешением; 2) использование высокопроизводительных ПЭВМ с адаптированным пакетом программ, включая выбранный вариант самообучающейся программы по типу искусственной нейронной сети; 3) создание эталонной базы “размеченных” данных, пригодной для обучения программы обработки.

В ходе работ было показано, что повышение информативности и достоверности стандартных методов лабораторного анализа может быть достигнуто за счет использования в оптической схеме микроскопа съемного гиперспектрального модуля на основе перестраиваемого акустооптического фильтра. Такой модуль был уже разработан авторами ранее [7,8]. В ходе выполненных работ были получены спектральные изображения поперечного среза кожи человека, окрашенного гематоксилин-эозином, и нормированные спектральные характеристики пропускания различных слоев кожи. Было показано, что контрастность исследуемых микрообъектов в значительной степени определяется выбором рабочей полосы акустооптического фильтра (см. рис. 2 и 3). Оцифровка лабораторных образцов биоптата кожного покрова выполнялась методом последовательной цифровой съемки одного образца в разных диапазонах длин волн, от 450 до 750 нм, всего 301 спектральный интервал съемки на один образец [7–9].

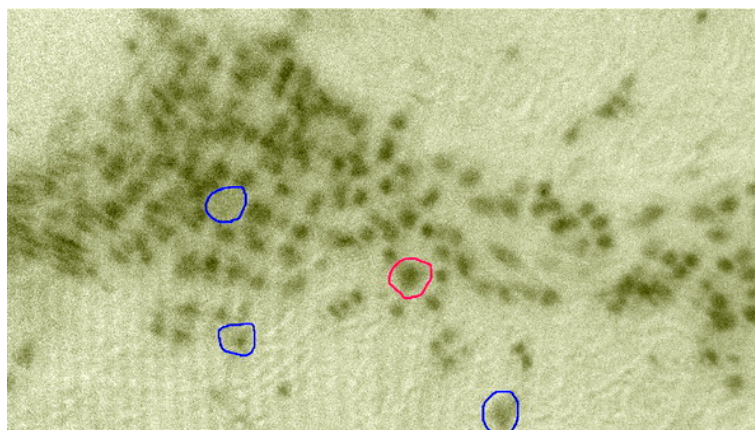


Рис. 2. Снимок исследуемого участка образца биоптата на длине волны 450 нм.

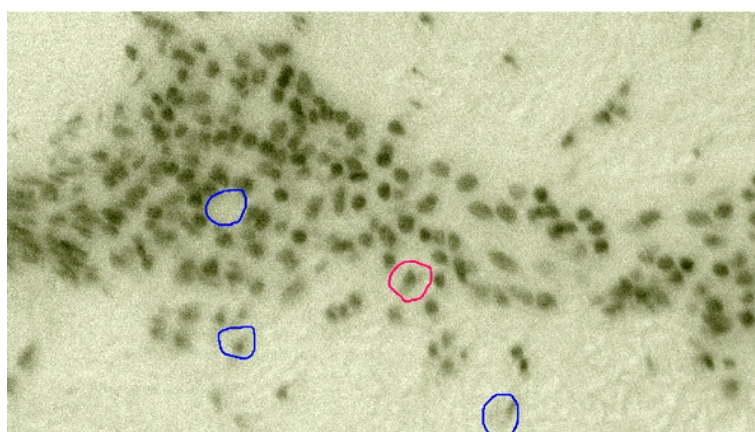


Рис. 3. Снимок исследуемого участка образца биоптата на длине волны 550 нм.

Таким образом, каждому пространственному пикселю изображения соответствует 301 значение коэффициента спектрального пропускания или же спектральной яркости. Разметка целевых зон выполняется специалистами-гистологами на материале классического RGB снимка образца с высоким пространственным разрешением, поскольку у специалистов отсутствуют навыки практической работы с подобными снимками, получаемыми в узком (1–5 нм) диапазоне длин волн при последовательном гиперспектральном сканировании. Затем проводится проецирование (совмещение) RGB- снимка на снимки-“слои” из получен-

ного гиперспектрального набора, и на них дублируется выделение соответствующих объектов. Таким образом создается базовая обучающая выборка для обучения поиска таких же зон нейросетью при работе в соответствующих слоях гиперспектрального массива данных. Совокупность всех таких спектральных слоев принято называть гиперкубом.

Файлы данных гистологических RGB-снимков стандартных реальных образцов оказались довольно большими, к примеру, один снимок образца, переведенный в формат изображения TIFF, уже имеет размер порядка 3–12 Гб (рис. 4). Гиперспектральное сканирование увеличивает объем получаемых данных в 100 раз. На обычном компьютере практически невозможно работать с такими объемами данных с достаточной эффективностью. В нашем случае был использован ПК с 128 Гб ОЗУ, процессором на 32 ядра и видеокартой Nvidia 1080ti с 11 Гб видеопамяти. И даже при такой комплектации регулярно возникали трудности с обработкой сверхбольших массивов данных слоев гиперспектрального сканирования. Поэтому было принято решение на начальном этапе ограничить размеры исследуемых областей, выделяемых гистологами на первичных изображениях образцов (см. рис. 4, 5).

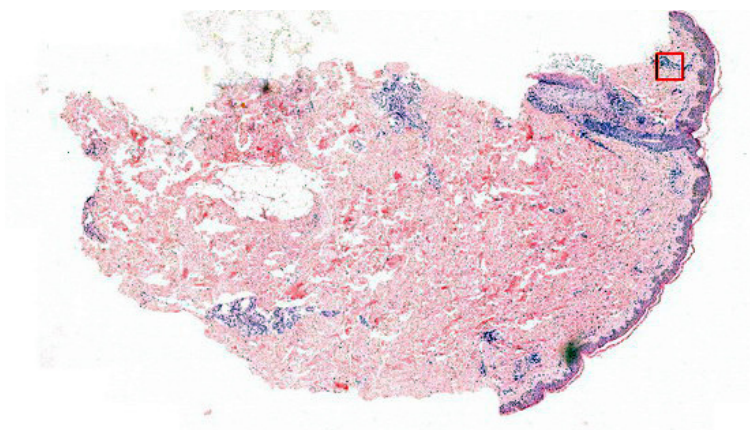


Рис. 4. Снимок окрашенного гематоксилин-эозином среза биопсии кожи с выделенной областью предметного исследования.

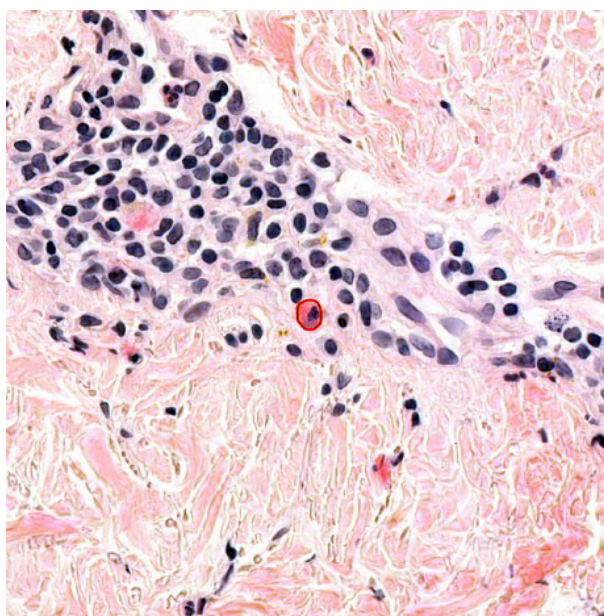


Рис. 5. RGB- снимок выделенной для предметного исследования области окрашенного среза биопсии кожи.

В качестве рабочего варианта использовалась нейросеть Feedforwardnet из набора стандартных инструментов Matlab, без каких-либо дополнительных настроек и изменений, в режиме работы с GPU. Процедура обучения нейросети поиску целевых зон на основе первой версии созданной обучающей выборки, оказалось достаточно эффективной. При всей внешней непрезентабельности и зашумленности данных (см. рис. 2–3) нейросеть успешно находит аналогичные размеченным зоны на изображении. На рис. 2, 3 показано как нейросеть обученная на размеченной зоне (красный контур) находит еще три аналогичные

зоны (синий контур), и все эти найденные зоны в первом приближении достаточно похожи между собой. Следует отметить, что разработчики подразумевают, что все найденные нейросетью аналоги базовой выборки требуют последующей верификации специалистом-гистологом. Ему, а в дальнейшем, вероятно, и иммунологу-аллергологу, в этом случае уже не нужно просматривать весь образец, а достаточно только обратить внимание на ограниченное число зон образца, предложенных нейросетью, как совпадающих с высокой вероятностью с базовой обучающей выборкой. Таким образом, полученный материал станет одним из объективных факторов, дополняющих клиническую картину и позволяющих лечащему врачу (аллергологу, дерматологу или ревматологу) повысить достоверность окончательного диагноза [2].

По мнению авторов, разрабатываемая методика дифференциальной диагностики хронической спонтанной крапивницы и уртикарного васкулита с помощью гиперспектральных методов получения данных и последующей их компьютерной обработкой, может быть также использована для диагностики и дифференциации широкого круга заболеваний, включая заболевания кожи различной этиологии [9].

Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ №№ 17-38-50145 и 18-29-02108. Результаты работы получены с использованием оборудования Центра коллективного пользования Научно-технологического центра уникального приборостроения РАН (НТЦ УП РАН) [<http://ckp.ntcup.ru>].

Список литературы

1. Zuberbier, T., Aberer, W., Asero, R. et al., the EAACI/GA2LEN/EDF/WAO Guideline for the Definition, Classification, Diagnosis and Management of Urticarial // *Allergy*. 2018. Vol. 73. P. 1393–1414. <https://doi.org/10.1111/all.13397>.
2. Голубчикова, Р.Н. Хроническая идиопатическая крапивница. Диагностическая проблема /Р.Н. Голубчикова, И.В. Данилычева // *Российский аллергологический журнал*. 2012. № 3. С. 3–6.
3. Giménez-Arnau, A.M., Toubi, E., Marsland, A.M., and Maurer, M. Clinical Management of Urticaria Using Omalizumab: the First Licensed Biological Therapy Available for Chronic Spontaneous Urticaria. *J Eur Acad Dermatol Venereol*. 2016; 30 Suppl 5: 25–32.
4. Данилычева И.В., Елисюткина О.Г., Ильина Н.И. и др. Омализумаб в лечении пациентов с хронической крапивницей Омализумаб в лечении пациентов с хронической крапивницей // *Эффективная фармакотерапия*. 2015. № 3(45). С. 6–10.
5. Maurer, M., Rosen, K., Hsieh, H.J., Saini, S., Grattan, C., Gimenez-Arnau, A. et al. Omalizumab for the Treatment of Chronic Idiopathic or Spontaneous Urticaria. *N Engl J Med*. 2013. Vol. 368. P. 924–935.
6. Saini, S.S., Bindslev-Jensen, C., Maurer, M., Grob, J.J., Bulbul Baskan, E., Bradley, M.S. et al. Efficacy and Safety of Omalizumab in Patients with Chronic Idiopathic/Spontaneous Urticaria Who Remain Symptomatic on H1 Antihistamines: a Randomized, Placebo-Controlled Study // *J Invest Dermatol* 2015. Vol. 135. P. 67–75.
7. Polschikova, O.V., Machikhin, A.S., Ramazanova, A.G., Bratchenko, I.A., Pozhar, V.E., Danilycheva, I.V., Katunina, O.R., and Danilychev, M.V. An Acousto-Optic Hyperspectral Unit for Histological Study of Microscopic Objects // *ISSN0030-400X, Optics and Spectroscopy*. 2018. Vol. 125. No. 6. P. 1074–1080. DOI: 10.1134/S0030400X19020188.
8. Польщикова О.В., Мачихин А.С., Рамазанова А.Г., Братченко И.А., Пожар В.Э., Данилычева И.В., Катунина О.Р., Данилычев М.В. Акустооптический гиперспектральный модуль для гистологического исследования микрообъектов // *Оптика и спектроскопия*. 2019. Т. 126. Вып. 2. С. 237–244. DOI: 10.21883/OS.2019.02.47211.227-18
9. Danilycheva, I. V., Katunina, O. R., Shulzhenko, A. E., Danilychev, M. V., Machikhin, A. S., Polschikova, O. V., and Shyrokov, S. V. Differential Diagnostics of Chronic Urticaria and Urticarial Vasculitis by Hyperspectral Imaging // *Abstracts From the European Academy of Allergy and Clinical Immunology Congress, 1-5 June 2019, Lisbon, Portugal /Allergy (European Journal of Allergy and Clinical Immunology)*. Vol. 74. Iss. S106. P. 615. TP1155. DOI: Full/10.1111/All.13961

Поступила 21 октября 2019 г.

NEW TECHNOLOGICAL APPROACHES IN THE DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF CHRONIC SPONTANEOUS URTICARIA AND URTICARIAL VASCULITIS

M.V. DANILYCHEV, I.V. DANILYCHEVA, O.R. KATUNINA, E.D. LOVCHEVA,
A.S. MACHIKHIN, O.V. POLSCHIKOVA, S.V. SHYROKOV, AND A.E. SHULZHENKO

doi: 10.25210/jfop-1904-092097

In medicine, there are often situations where diseases of various etiologies demonstrate a similar clinical picture. As an example, this article discusses the situation with chronic spontaneous urticaria and urticarial vasculitis. The most reliable tool, a kind of «gold standard», UV diagnostics at present is a histological examination of skin biopsy. At the same time, this method needs further development and improvement. As a possible path of development, the authors propose moving in histological practice to the use of hyperspectral imaging of histological samples and subsequent computer analysis.

Уважаемые читатели!

Подписка на журнал оформляется через подписное агентство «Книга-Сервис» и объединенный каталог «Пресса России» (подписной индекс **29196**)

Журнал включен:

- В *Российский индекс научного цитирования (РИНЦ)*.
- В базу данных *Russian Science Citation Index (RSCI)* на платформе *Web of Science*.
- В *Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук*.

ЛАЗЕРНАЯ ФИЗИКА И ТЕХНИКА

УДК 621.387.3

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УРОВНЯ ГЕНЕРАЦИИ НА ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РАЗРЯДА ЛАЗЕРНЫХ ТРУБОК

© Авторы, 2019

doi: 10.25210/jfop-1904-098103

Захарова Е. А. — студентка, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург. E-mail: k.zaharova2010@yandex.ru

Киселев А. С. — ассистент, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург. E-mail: askiselev@etu.ru

Смирнов Е. А. — к.т.н., доцент, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург. E-mail: eas633@yandex.ru

Аннотация

В статье рассмотрены вопросы влияния уровня мощности генерации CO_2 -лазера на его электрические и динамические характеристики. Полученные зависимости позволят учитывать влияние уровня генерации на характеристики разряда при расчете устойчивости систем стабилизации мощности излучения газоразрядных лазеров.

Ключевые слова: Газоразрядный лазер, динамическое сопротивление разряда, вольтамперная характеристика, мощность генерации лазера

Abstract

The article discusses the impact of the power level of the generation of a CO_2 laser on its electrical and dynamic characteristics. The obtained dependences will allow one to take into account the influence of the generation level on the discharge characteristics when calculating the stability of the stabilization systems of the radiation power of gas-discharge lasers.

Keywords: Gas discharge laser, dynamic resistance, current-voltage characteristic, power level of the generation

При использовании серийных газоразрядных лазеров часто оказывается необходимым принятие мер по стабилизации тока разряда, либо излучаемой лазером мощности. В этом случае разрядный промежуток лазера выступает как нелинейный элемент токовой цепи, динамическое сопротивление которого играет решающую роль в обеспечении устойчивости системы стабилизации [1, 2]. Основной причиной неустойчивости мощности излучения CO_2 -лазера является дрейф продольных мод в пределах контура усиления вследствие нагрева несущих элементов его конструкции. Нагрев, вызванный тепловыделением вследствие протекания разрядного тока, приводит к тепловой разъюстировке оптического резонатора лазера (рис. 1).

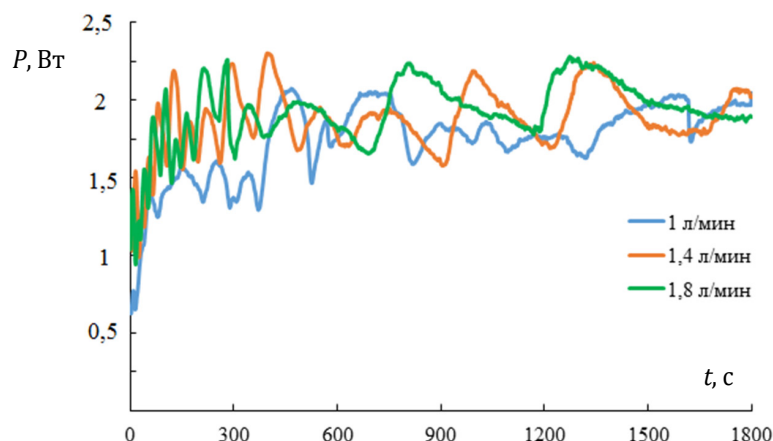


Рис. 1. Временные диаграммы мощности излучения CO_2 -лазера при различных уровнях расхода охлаждающей жидкости.

Разрядные условия, реализуемые в ЛТР, соответствуют участку резкого падения ВАХ газового промежутка, когда имеет место переходная стадия от свободной диффузии электронов к амбиполярной. Поскольку ЛТР работают на постоянном токе, для получения выражений для полного динамического сопротивления

можно воспользоваться методом малых возмущений. В соответствии с ним ток и напряжение разряда будут, соответственно, иметь вид: $U = U_0 + u$, $I = I_0 + i$. В этих выражениях I_0 , U_0 — стационарные значения тока и падения напряжения на разряде, i , u — переменные составляющие разрядного тока и напряжения, причем $u \ll U_0$, $i \ll I_0$. Тогда динамическое сопротивление будет определяться путем решения

$$\frac{1}{I_0} \frac{\partial^2 i}{\partial t^2} + \frac{1}{I_1} \frac{di}{dt} + \frac{i}{I_2} = \frac{1}{U_0} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} + \frac{1}{U_1} \frac{du}{dt} + \frac{u}{U_2}. \quad (1)$$

Решение (1) искалось в виде

$$Z_d = \frac{u_0}{i_0} e^{j\varphi} = \frac{I_0^{-1} (j\omega)^2 + I_1^{-1} j\omega + I_2^{-1}}{U_0^{-1} (j\omega)^2 + U_1^{-1} j\omega + U_2^{-1}}. \quad (2)$$

После преобразования (2) получено выражение для динамического сопротивления разряда ЛТР, как полное сопротивление переменному току

$$Z_d = R + jX = \frac{(I_2 U_2)^{-1} + \omega^2 [(I_1 U_1)^{-1} - (I_2 U_0)^{-1} - (I_0 U_2)^{-1} + \omega^2 (I_0 U_0)^{-1}]}{U_2^{-2} - 2\omega^2 (U_0 U_2)^{-1} + \omega^2 U_1^{-2} + \omega^4 U_0^{-2}} + \\ + j \frac{\omega [(I_1 U_2)^{-1} + \omega^2 (I_0 U_1)^{-1} - (I_2 U_1)^{-1} + \omega^2 (I_1 U_0)^{-1}]}{U_2^{-2} - 2\omega^2 (U_0 U_2)^{-1} + \omega^2 U_1^{-2} + \omega^4 U_0^{-2}}, \quad (3)$$

где R и X — активная и реактивная составляющие импеданса ПС; ω — круговая частота. Остальные параметры в (3) зависят от условий разряда.

Изменение уровня генерируемой лазером мощности, например, при внутрирезонаторной модуляции излучения, должно вызывать реакцию газоразрядного лазера в виде изменения тока и падения напряжения на лазерной трубке [3]. Измерение мощности излучения CO_2 -лазеров накладывает определенные требования к фотоприемникам, поскольку длина волны излучения лазера 10.6 мкм лежит в ИК-диапазоне. Одним из вариантов таких фотоприемников является радиационный термоэлемент.

Связь тока и излучения лазера можно использовать для настройки оптического резонатора на максимум мощности без использования фотоприемника [4]. При быстрых изменениях уровня мощности, сопровождающихся изменением уровня энергии, отбираемой у электронов положительного столба, встает вопрос о связи динамического сопротивления разрядного промежутка и мощности генерации лазера, изучению которого посвящена данная работа.

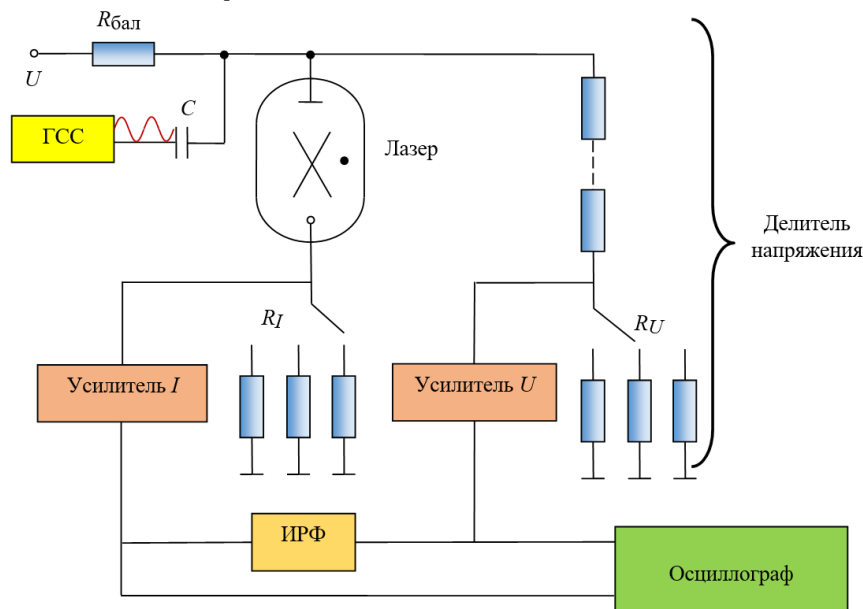


Рис. 2. Схема измерения импеданса разряда лазера.

Эксперименты проводились на установке, в которой используется анодная модуляция разрядного тока по гармоническому закону. Контролируя переменные составляющие тока разряда и падение напряжения на трубке, оказывается возможным проводить расчет модуля и аргумента полного сопротивления разрядного промежутка лазера. В работе использовался CO_2 -лазер с мощностью излучения $P = 2.5$ Вт, имеющий коэффициент полезного действия около 5%.

Основу экспериментального исследования динамического сопротивления разряда составляют измерения значений переменных составляющих тока и напряжения на фиксированной частоте, а также сдвига фаз между ними (рис. 2). В схеме разряд горит на постоянном токе, и модулируется внешним синусоидальным сигналом, подаваемым с высоковольтного генератора с перестраиваемой частотой (ГСС). Переменные составляющие тока и напряжения снимаются с измерительных резисторов и усиливаются. Далее определяется фазовый сдвиг между сигналами при помощи измерителя разности фаз (ИРФ), и результат измерений подается на осциллограф. Диапазон частот модуляции тока простирался от единиц килогерц до 400 кГц. Верхняя граница определялась сложностями модуляции высоковольтного CO_2 -разряда. Во всем диапазоне рабочих токов уровень собственных колебаний не превышал 0.1%. В области частот модуляции 6.5...10 кГц имело место взаимодействие внешнего сигнала с вынужденными собственными колебаниями разряда, по-видимому, реактивными.

Важную роль при анализе динамического сопротивления разряда играет статическая вольтамперная характеристика. Зависимость разрядного напряжения U от тока разряда I имеет падающий характер. Стоит сделать небольшое замечание. Несмотря на то, что в ЛТР поддерживается нормальный тлеющий разряд, ВАХ лазера будет отличаться от характеристик, полученных для прикатодной области разряда. Это связано с тем, что большую часть разряда в ЛТР (до 90%) занимает положительный столб. В проводимых ранее работах [5] проводилось масштабное исследование параметров плазмы тлеющего разряда, в том числе и вольтамперных характеристик. Общей тенденцией зависимостей тока разряда от напряжения падающий характер (рис. 3).

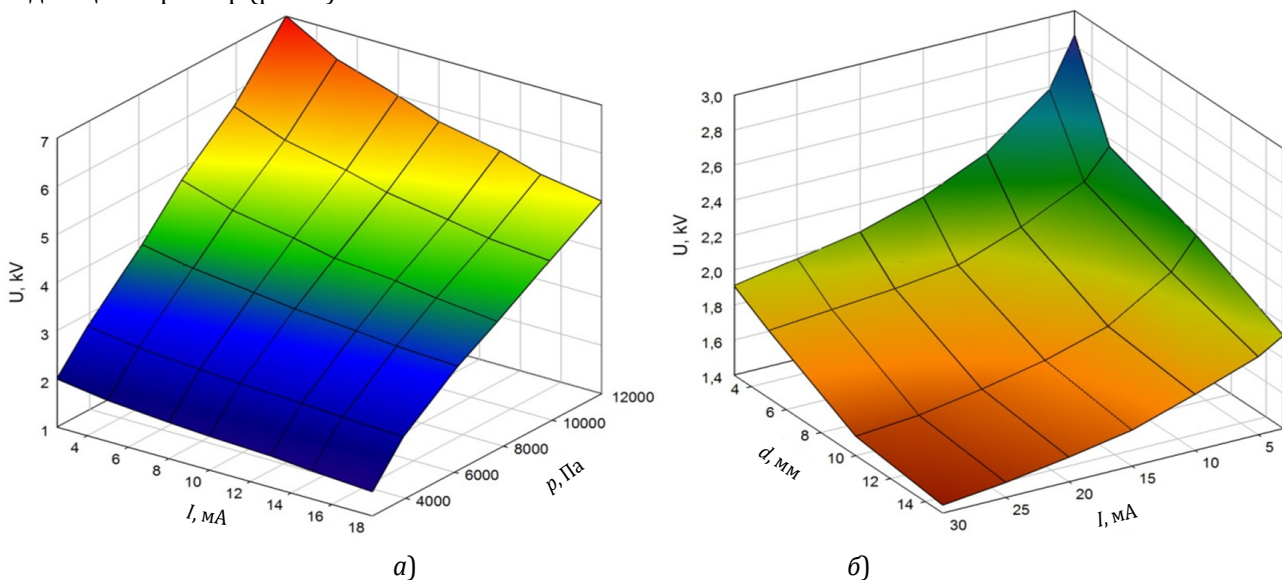


Рис. 3. Вольтамперные характеристики разряда: а) углекислый газ, диаметр разрядного промежутка 15 мм; б) газовая смесь CO_2 : N_2 : He =1:1:6 при давлении 2000 Па.

Изменение уровня генерации достигалось за счет разъюстировки резонатора. Мощность излучения лазера контролировалась с помощью откалиброванного радиационного термозлемента с коэффициентом интегральной чувствительности 117 мВ/Вт. Для предотвращения выхода из строя РТЭ мощность излучения, попадающая на его приемную площадку, отклонялась при помощи светоделительной пластины, изготовленной из кристалла NaCl. Этот материал обладает высокой степенью прозрачности в ИК-области. Однако NaCl имеет существенный недостаток: гигроскопичность. Оставшаяся часть излучения поглощалась асбестовым поглотителем (рис. 4).

Изменение энергии, потребляемой лазерной трубкой, при срыве генерации приводит к тому, что вольтамперная характеристика, соответствующая случаю отсутствия выходного излучения (кривая 1, рис. 5), располагается под зависимостью, полученной для режима оптимальной генерации (кривая 2, рис. 5).

В наших условиях срыв генерации при принудительном сохранении ток разряда I , соответствующим рабочей точке при генерации, сопровождался уменьшением падения напряжения на трубке U и потребляемой мощности $P_{эл}$ примерно на 2%. Величины изменений напряжения ΔU и электрической мощности $\Delta P_{эл}$ в процентном отношении оказывались всегда меньше коэффициента полезного действия лазера для данной рабочей точки. Это несоответствие может иметь причиной то обстоятельство, что при отсутствии генерации энергия электронов, затрачивавшаяся на создание инверсии населенностей, частично расходуется на возбуждение других оптических переходов.

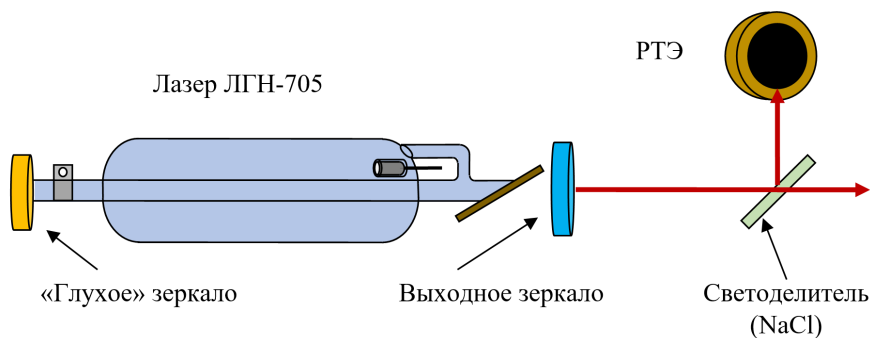


Рис. 4. Схема измерения мощности излучения лазера.

При неизменных величинах напряжения источника накачки и балластного сопротивления срыв генерации приводил к смещению рабочей точки из «а» в точку «б», расположенных на нагрузочной характеристике (кривая 3, рис. 5). Изменение положения рабочей точки сопровождалось увеличением тока разряда $\Delta I = 5\%$, уменьшением напряжения на трубке $\Delta U = -2.5\%$ и ростом потребляемой лазером электрической мощности $\Delta P_{эл} = 2\%$. Относительные изменения рассматриваемых параметров Π — тока, напряжения на трубке, потребляемой мощности, динамического сопротивления разряда рассчитывались по выражению $\Delta \Pi = (\Pi_2 - \Pi_1) \cdot 100\% / \Pi_1$, где Π_1 — значение того же параметра при генерации.

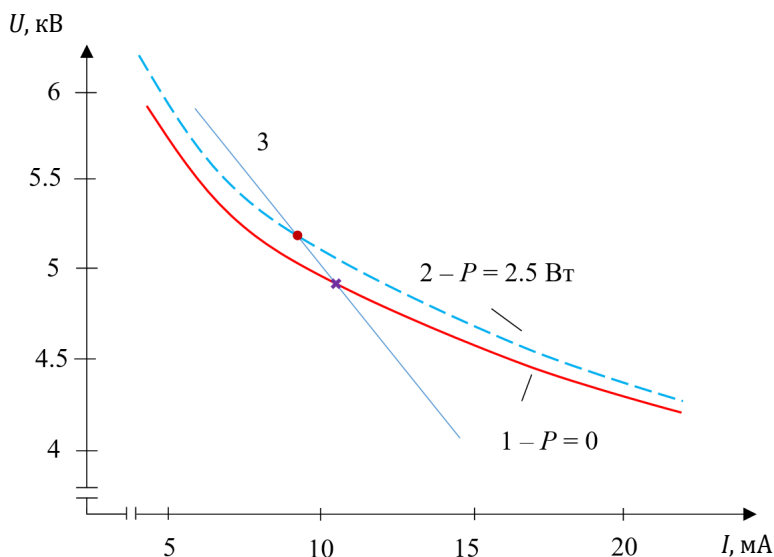


Рис. 5. Изменение вольтамперной характеристики лазера при срыве генерации.

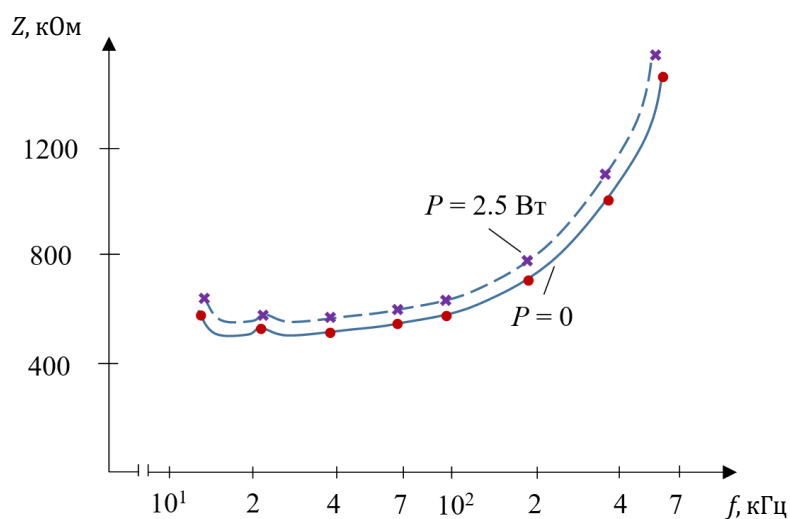


Рис. 6. Изменение модуля импеданса разрядного промежутка лазера при срыве генерации.

Изменение модуля динамического сопротивления Z разряда при срыве генерации во всем диапазоне исследуемых частот f имело отрицательный знак (рис. 2). Это изменение, составляющее на средних частотах 7–9%, происходило не только за счет изменения потерь в разряде при отключении канала генерации, но и за счет увеличения тока, связанного с изменением положения рабочей точки. Срыв генерации приводил к уменьшению статического сопротивления разряда $R = U/I$, и, следовательно, к изменению полного сопротивления цепи постоянному току. Изменение аргумента динамического сопротивления при срыве генерации лежало в пределах погрешности измерительных приборов.

Изменение уровня генерируемой мощности сопровождалось практически линейным изменением всех регистрируемых параметров (рис. 7).

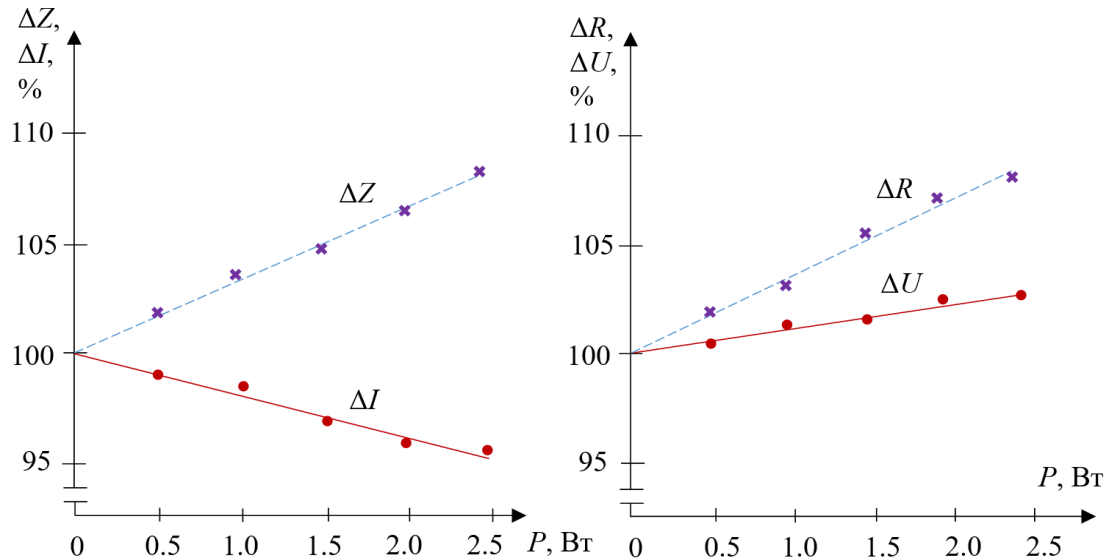


Рис. 7. Зависимости изменения параметров разряда: а — тока разряда и модуля импеданса, б — статического сопротивления разряда и напряжения.

Приведенные зависимости относятся к области частот модуляции 30...400 кГц. Из сравнения зависимостей, представленных на рис. 7, можно сделать вывод, что относительное изменение динамического сопротивления ΔZ разряда при включении генерации в первом приближении отслеживает имеющее при этом место изменение статического сопротивления ΔR . Вид годографа Z , описываемый выражением, полученным в [1], при неизменных условиях разряда зависит от дифференциального ρ и статического R , сопротивлений разряда. Поскольку изменение ρ для точек «а» и «б» нагрузочной характеристики (кривая 3, рис. 5) пренебрежимо мало, то изменение R оказывается решающим в определении знака и величины изменения модуля Z при срыве генерации.

Таким образом, изменение уровня генерации лазера ведет к изменению полного сопротивления разряда, в соответствии с изменением величины статического сопротивления, что необходимо учитывать при расчете устойчивости систем стабилизации мощности излучения газоразрядных лазеров.

Список литературы

1. Привалов В.Е., Смирнов Е.А. Исследование динамического сопротивления газоразрядных лазеров тлеющего разряда // Оптика и спектроскопия. 1980. Т. 49. № 5. С. 949–957.
2. Привалов В.Е., Смирнов Е.А. Стабилизация мощности излучения газоразрядных лазеров // Метрология. 1985. № 9. С. 21–30.
3. Киндл Г., Леб В., Шиффнер Г. Зависимость разрядного тока лазера на CO_2 от режима генерации // ТИНЭР. 1968. Т. 56. № 5. С. 134–135.
4. Попов Л.Н., Пойзнер Б.Н., Войцеховский А.В. Юстировка газового лазера без использования фотоприемника // ПТЭ. 1981. № 2. С. 242–244.
5. Киселев А.С., Смирнов Е.А. Исследование вольт-амперных характеристик лазеров тлеющего разряда // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2015. № 6. С. 3–6.

Поступила 21 октября 2019 г.

INVESTIGATION OF THE INFLUENCE OF THE GENERATION LEVEL ON THE ELECTRICAL AND DYNAMIC CHARACTERISTICS OF THE DISCHARGE OF LASER TUBES

E.A. ZAKHAROVA, A.S. KISELEV, AND E.A. SMIRNOV

doi: 10.25210/jfop-1904-098103

When using serial gas-discharge lasers, it often becomes necessary to take measures to stabilize the discharge current and the power radiated by the laser. In this case, the discharge gap of the laser acts as a nonlinear element of the current circuit, the dynamic resistance of which plays a decisive role in ensuring the stability of the stabilization system.

A change in the level of power generated by the laser, for example, during intracavity modulation of radiation, should cause a gas-discharge laser to react in the form of a change in current and a voltage drop across the laser tube. The relationship between the current and laser radiation can be used to adjust the optical resonator to maximum power without using a photodetector. With rapid changes in the power level, accompanied by a change in the energy level taken from the electrons of the positive column, the question arises of the relationship between the dynamic resistance of the discharge gap and the laser generation power, which this study is devoted to.

The experiments were carried out in a facility that uses anode modulation of the discharge current according to the harmonic law. By controlling the alternating components of the discharge current and the voltage drop across the tube, it is possible to calculate the module and the argument of the total resistance of the laser discharge gap. In our work, we used a CO₂ laser with a radiation power of $P = 2.5\%$ W, which has an efficiency of about 5%.

The basis of an experimental study of the dynamic resistance of a discharge is made up of measurements of the values of the alternating components of current and voltage at a fixed frequency, as well as the phase shift between them. In the circuit, the discharge is lit with direct current, and is modulated by an external sinusoidal signal supplied from a high-voltage generator with a tunable frequency. The alternating components of current and voltage are removed from the measuring resistors and amplified. Next, the phase shift between the signals is determined using a phase difference meter, and the measurement result is fed to the oscilloscope. The frequency modulation frequency range ranged from units of kilohertz to 400 kHz. The upper boundary was determined by the complexity of modulating a high-voltage CO₂ discharge. Over the entire range of operating currents, the level of natural oscillations did not exceed 0.1%.

The change in the energy consumed by the laser tube when the generation fails leads to the fact that the current-voltage characteristic corresponding to the case of the absence of output radiation is located under the dependence obtained for the optimal generation mode. Under our conditions, the generation failure during the forced conservation of the discharge current I corresponding to the operating point during generation was accompanied by a decrease in the voltage drop across the tube U and power consumption R by about 2%. The values of changes in voltage ΔU and electric power ΔP in percentage terms always turned out to be less than the laser efficiency for a given operating point. This discrepancy can be caused by the fact that, in the absence of generation, the electron energy spent on creating the population inversion is partially spent on the excitation of other optical transitions.

At constant values of the voltage of the pump source and the ballast resistance, a breakdown in the generation led to a displacement of the operating point on the load characteristic. The change in the position of the operating point was accompanied by an increase in the discharge current $\Delta I = 5\%$, a decrease in the tube voltage $\Delta U = -2.5\%$, and an increase in the electric power consumed by the laser $\Delta P = 2\%$. A change in the modulus of the dynamic resistance Z of the discharge during the failure of generation in the entire range of the studied frequencies f was negative. This change, amounting to 7–9% at medium frequencies, occurred not only due to a change in discharge losses when the generation channel was turned off, but also due to an increase in the current associated with a change in the position of the operating point. Disruption of generation led to a decrease in the static discharge resistance $R = U / I$, and, consequently, to a change in the total resistance of the circuit to direct current. The change in the dynamic resistance argument in the event of generation failure was within the error of the measuring instruments.

The change in the generated power level was accompanied by an almost linear change in all recorded parameters. The given dependences relate to the range of modulation frequencies 30...400 kHz. From a comparison of the obtained dependences, we can conclude that the relative change in the dynamic resistance ΔZ of the discharge when the generation is turned on, to a first approximation, tracks the change in the static resistance ΔR taking place in this case. The form of the hodograph Z under constant discharge conditions depends on the differential ρ and static R , the discharge resistances. Since the change in ρ is negligible, the change in R turns out to be decisive in determining the sign and magnitude of the change in the module Z when the generation is interrupted.

Thus, a change in the level of laser generation leads to a change in the total resistance of the discharge, in accordance with a change in the value of the static resistance, which must be taken into account when calculating the stability of stabilization systems for the radiation power of gas-discharge lasers.

ОЛЕГ НИКОЛАЕВИЧ КОМПАНЕЦ

1940–2019



30 июня 2019 г., на 79 году ушел из жизни член редколлегии журнала «Физические основы приборостроения», талантливый ученый, замечательный человек, доктор физико-математических наук Компанец Олег Николаевич.

Советский и российский физик-экспериментатор, выполнил пионерские работы в области лазерной спектроскопии сверхвысокого разрешения и лазерных стандартов частоты 10-микронного диапазона, а также разработал лазерные спектрометры высокого разрешения и чувствительности.

Олег Николаевич родился 24 декабря 1940 г. После окончания в 1970 году аспирантуры МИФИ он приехал в Троицк и все годы проработал в Институте спектроскопии, где стал одним из ведущих ученых, создал отдел лазерно-спектрального приборостроения и до последних дней руководил им, а с 1991 по 2017 годы был заместителем директора Института по научной работе.

Автор и соавтор более 100 научных статей, патентов и монографии. В научном мире известны его пионерские работы в области создания и внедрения в практику лазерных стандартов частоты и длины волны, лазерных аналитических спектрометров, оптических биосенсоров для детектирования биологически активных и токсичных соединений.

Компанец О.Н. являлся организатором и членом программных комитетов многих научных конференций и выставок. На протяжении ряда лет был сопредседателем оргкомитета Троицких конференций «Медицинская физика и инновации в медицине», которые объединили научные организации города и способствовали укреплению имиджа города Троицка как наукограда Российской Федерации.

Компанец О.Н. обладал высокими деловыми и человеческими качествами, огромной работоспособностью, и этим снискал глубокое уважение коллектива Института и жителей города. За свою активную жизненную позицию Олег Николаевич три срока подряд избирался в Совет депутатов, где он бескомпромиссно и принципиально отстаивал интересы жителей Троицка и научного сообщества.

За многолетнюю плодотворную работу в Российской академии наук и на благо города Компанец О.Н. награжден медалью «В память 850-летия Москвы», Почетной грамотой Российской академии наук, медалью Ордена «За заслуги перед Отечеством» II степени, медалью имени С.И. Вавилова Российского оптического общества имени Д.С. Рождественского, в 2007 году ему присуждено звание Почетного гражданина города Троицка, а в 2009 году он был избран Человеком года в номинации «Город и общество».

**Добрая память об Олеге Николаевиче Компанце
навсегда останется в наших сердцах.**

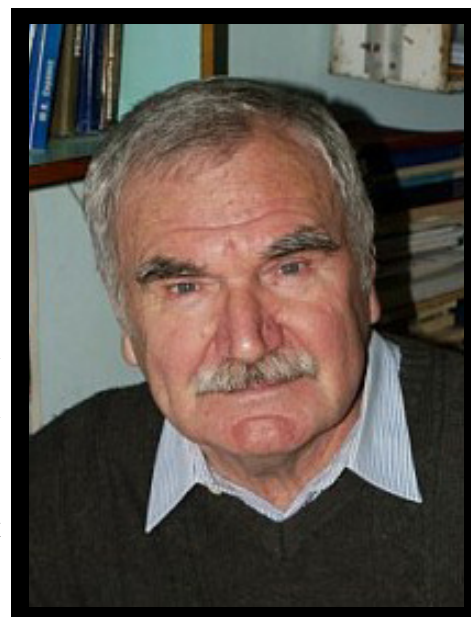
АНАТОЛИЙ ИВАНОВИЧ ФИСУН

1939–2019

31 октября 2019 года ушёл из жизни доктор физико-математических наук, профессор, ведущий научный сотрудник отдела твердотельной электроники Института радиофизики и электроники им. А. Я. Усикова НАН Украины (ИРЭ НАНУ), заместитель главного редактора журнала «Радиофизика и электроника», член редколлегии журнала «Физические основы приборостроения» Анатолий Иванович Фисун.

Родился 15 августа 1939 г. в Харьковской области.

После окончания педагогического училища и службы в Советской Армии в 1961 г. поступил на радиофизический факультет Харьковского государственного университета. После завершения учебы в Университете поступил на работу в Харьковский институт радиоэлектроники (ныне ИРЭ НАНУ), где под руководством Бориса Михайловича Булгакова им были исследованы физические процессы в ИК-лазерах и усилителях на CO_2 , исследован ряд материалов лазерной техники и технологии, в частности, исследованы дефекты в монокристаллах Al_2O_3 и полупроводниках группы A_{III}B_V , влияющие на энергетические характеристики лазеров. По результатам этих работ были опубликованы первые научные статьи и сделаны первые доклады на научных конференциях. С 1975 г. Анатолий Иванович работал в ИРЭ НАНУ в межотраслевой лаборатории (впоследствии — отдел твердотельной электроники). В 1977 г. защитил кандидатскую, а в 1999 г. докторскую диссертацию.



Основным направлением научной деятельности Анатолия Ивановича было создание систем стабилизации высококогерентных источников излучения, открытых колебательных систем с дисперсионными элементами, разработка основных принципов создания квазиоптических твердотельных генераторов и спектроскопической измерительной аппаратуры для измерения электрофизических свойств сильно поглощающих жидкостей. В последние годы Анатолий Иванович активно работал над исследованием физических закономерностей в открытых квазиоптических резонаторах и источниках излучения миллиметрового диапазона. При этом значительная часть работ была посвящена изучению физических и биологических процессов в живых объектах под воздействием СВЧ- и КВЧ- излучения в приложении к медико-биологическим исследованиям. Будучи не только профессионалом в своей области, но и прекрасным организатором-энтузиастом, Анатолий Иванович сумел объединить экспертов ученых (радиофизиков, биофизиков, биологов) и врачей в междисциплинарную команду, которая в тесном сотрудничестве с Харьковской медицинской академией последипломного образования занимается изучением эффектов электромагнитного излучения низкой интенсивности на различные биологические объекты, в частности кровь и клетки буккального эпителия, а также внедрением разработанных терапевтических и диагностических методик в медицинскую практику.

Под непосредственным руководством Анатолия Ивановича подготовлено и защищено 5 кандидатов физико-математических наук. Анатолий Иванович — член ученого совета ИРЭ НАНУ и член специализированных советов по защите диссертаций в ИРЭ НАНУ и ХНУРЕ, председатель государственных экзаменационных комиссий в ВУЗах Харькова. Свою научную и педагогическую деятельность А. И. Фисун всегда успешно сочетал с общественной. Несколько лет возглавлял профсоюзный комитет ИРЭ НАНУ.

В послужном списке Анатолия Ивановича более 200 научных работ (автор и в соавторстве), в том числе несколько изобретений и монографий, а также деятельность по популяризации научных трудов ученых в Украине и за рубежом: с 2008 г. являлся заместителем главного редактора журнала «Радиофизика и электроника», а также главным редактором журнала Telecommunication and Radio Engineering, издаваемого Begell House в США, был членом редколлегии журнала «Физические основы приборостроения». В 2018 г. профессиональные достижения А.И. Фисуна были отмечены почётной грамотой Харьковской областной государственной администрации.

Анатолий Иванович Фисун, будучи не только ученым, высококласным профессионалом, мудрым наставником, умеющим организовать научный коллектив, но и добрым чутким человеком, снискал заслуженное уважение и признание коллег. Светлая память о нем как о прекрасном и отзывчивом человеке сохранится навсегда в наших сердцах.

СОДЕРЖАНИЕ ТОМА 8

Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 1

doi: 10.25210/jfop-1901

НАШИ ЮБИЛЯРЫ

К 80-летию Виктора Антоновича Садовниченко

2

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Боголюбов А. Н., Могилевский И. Е., Ровенко В. В.

Математическое моделирование волноведущих систем со сложной формой сечения

6

Боголюбов А. Н., Ерохин А. И., Светкин М. И.

Математическое моделирование систем с распределенным взаимодействием

13

К 75-ЛЕТИЮ АНАТОЛИЯ ЕВГЕНЬЕВИЧА ПАНИЧА

20

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОВ И УСТРОЙСТВ

Леонтьев И. Н., Панич А. Е., Смотрakov В. Г., Фесенко О. Е.

Контейнер высокого давления для исследования фазовых переходов сегнетоактивных материалов в переменных гидростатическом давлении, напряженности электрического поля и температурах

22

Панич А. Е.

Отечественные пьезокерамические материалы для датчиков механических величин

30

Малыхин А. Ю., Панич А. А., Панич А. Е., Радченко Г. С., Скрылёв А. В.

Прогнозирование высокочастотных магнитоэлектрических резонансов составных приборов электронной техники

36

Панич А. Е., Янчик В. В.

Компенсация деформационной чувствительности пьезоэлектрического датчика виброускорения

42

Заргано Г. Ф., Земляков В. В., Крутиев, С. В., Клещенко А. Б.

Волноводный квазиэллиптический фильтр на сложных резонансных диафрагмах

47

Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 2

doi: 10.25210/jfop-1902

НАШИ ЮБИЛЯРЫ

К 80-летию Виктора Филипповича Кравченко

2

ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ФИЗИКИ И ТЕХНИКИ СВЧ ДИАПАЗОНА

Кравченко В. Ф., Кураев А. А., Матвеев В. В.

Безмагнитные мощные электронные приборы СВЧ

36

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ

Кравченко В. Ф., Пономарев В. И., Рэйес-Рэйес Р., Рэндон-Гонзалес Э. М.

Компьютерная система диагностики для классификации легочных структур на основе изображений многосрезовой компьютерной томографии

50

МЕТОДЫ РАДИОЛОКАЦИОННЫХ И РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

Лаговский Б. А., Самохин А. Б., Трипати М. Р.

Сверхразрешение при радиолокационном обнаружении групповых целей

62

Абакумова А. Ю., Горбунов Ю. Н.

Рандомизация неинформативных параметров сигналов в радиоканалах систем связи и локации

70

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Боголюбов А. Н., Могилевский И. Е., Ровенко В. В.

Математическое моделирование волноведущих систем с металло-диэлектрическими ребрами

86

ЭЛЕКТРОДИНАМИКА ИСКУССТВЕННЫХ СРЕД И СТРУКТУР

Бондаренко В. Ф., Ерофеев В. Т., Урбанович А. И.

Моделирование экранирования электромагнитного излучения экранами с пространственной дисперсией, содержащими сферические частицы

91

ИНФОРМАЦИЯ

Поздравление с присуждением Государственной премии Российской Федерации в области науки и технологий академика РАН Владислава Ивановича Пустовойта

102

Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 3

doi: 10.25210/jfop-1903

НАШИ ЮБИЛЯРЫ

К 95-летию Алексея Георгиевича Свешникова

2

К 80-летию Валентина Федоровича Бутузова

5

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Боголюбов А. Н., Боголюбов Н. А., Домбровская Ж. О., Мухартова Ю. В.

Математическое моделирование электродинамических систем на основе метаматериалов

7

Боголюбов А. Н., Боголюбов Н. А., Коняев Д. А., Хлебников Ф. Б., Шапкина Н. Е.

Оптимизация формы зеркального коллиматора со скруглёнными краями

19

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

Кравченко В.Ф., Пустовойт В.И., Юрин А.В.

Кратномасштабная аппроксимация решения интегрального уравнения типа свертки на основе новых частотно-модифицированных вейвлетов Кравченко

28

Буц В.А., Ковальчук И.К., Толстолужский А.П.

Динамика каскадов при трехволновом взаимодействии волн

84

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА

Вагин В.А., Хорохорин А.И.

Эквидистантность точек регистрации интерферограммы в фурье-спектрометре

97

Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 4

doi: 10.25210/jfop-1904

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Бабичев Р.К., Синявский Г.П., Тахтамышьян В.В.

Идентификация магнитостатических мод в пленках ЖИГ по распределению высокочастотного магнитного поля

3

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА

Вагин В.А., Хорохорин А.И.

Система регистрации интерферограмм в двухзондовом (двухканальном) фурье-спектрометре

11

МЕТОДЫ РАДИОЛОКАЦИОННЫХ И РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

Лаговский Б. А., Самохин А. Б.

Достижение углового сверхразрешения на основе априори известной информации

16

НОВЫЕ МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

Бессонов В. Б., Ларионов И. А., Ободовский А. В.

Особенности разработки программно-аппаратных комплексов для микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии

23

Грязнов А. Ю., Гук К. К., Староверов Н. Е., Холопова Е. Д.

Метод повышения резкости и контрастности деталей рентгеновских изображений

34

Гребенщиков В. В., Дмитриев А. С., Нечаев А. И., Потрахов Н. Н., Тимофеев Г. А.

Источник импульсного рентгеновского излучения и способ беспроводной передачи данных на его основе

38

Антонов А. Н., Буц В. А.

Особенности спектров колебаний, возбуждаемых в магнитоактивной плазме

48

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

Дмитриев А. С., Потрахов Н. Н., Тимофеев Г. А.

Технические средства интраоперационной контактной лучевой терапии. Источник рентгеновского излучения

57

Кобелев А. В., Шукин С. И.

Антропоморфное управление протезом предплечья на основе электроимпедансной миографии

62

Аль Харош М. Б., Шукин С. И.

Электроимпедансная окклюзия визуализация периферических венозных сосудов

69

Анциперов В. Е., Бугаев А. С., Данилычев М. В., Ефимов Р. А., Мансуров Г. К.

Оценка скорости распространения пульсовой волны артериального давления на основе данных измерения пневматическим датчиком со встроенным каналом ЭКГ

74

Анциперов В. Е., Бугаев А. С., Данилычев М. В., Мансуров Г. К.

Неинвазивный мониторинг артериального давления на основе данных непрерывной регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа

82

Данилычев М. В., Данилычева И. В., Катунина О. В., Ловчикова Е. Д., Мачихин А. С.,

Польщикова О. В., Широков С. В., Шульженко А. Е.

Новые технологические подходы в дифференциальной диагностике хронической спонтанной крапивницы и уртикарного васкулита

92

ЛАЗЕРНАЯ ФИЗИКА И ТЕХНИКА

Захарова Е. А., Киселев А. С., Смирнов Е. А.

Исследование влияния уровня генерации на электрические и динамические характеристики разряда лазерных трубок

98

НЕКРОЛОГИ

Памяти доктора физико-математических наук Олега Николаевича Компанца

104

Памяти доктора физико-математических наук, профессора Анатолия Ивановича Фисуна

105

РУБРИКИ ЖУРНАЛА

Обзоры Reviews	Физические основы приборостроения Physical Bases of Instrumentation
Математическое моделирование физических процессов Mathematical Modeling of Physical Processes	для биологии и медицины for Biology and Medicine
Приборы и методы быстропротекающих физических процессов Devices and Methods of Fast-Proceeding Physical Processes	Методы высокоточных измерений и воспроизведения физических величин Methods of High-Precision Measurements and Reproduction of Physical Values
Приборы и методы оценки погрешности физических величин Devices and Methods of an Assessment of an Error of Physical Values	Приборы и методы экспериментальной физики The devices and methods of experimental physics
Приборы и методы физики и техники СВЧ диапазона Microwave Range Devices and Methods of Physics and Techniques	Физические основы приборов и устройств Physical Bases of Instruments and Devices
Приборы и методы измерений в миллиметровом и субмиллиметровом диапазонах Devices and Methods of Measurements in Millimeter and Submillimeter Ranges	Приборы и устройства Instruments and Devices
Лазерная физика и техника Laser Physics and Technique	Оптические материалы и технологии Optical Materials and Technologies
Приборы и методы дистанционного зондирования Devices and Methods of Remote Sensing	Спектральные методы и устройства Spectral Methods and Devices
Радиолокационные средства и системы Radars and Systems	Акустооптические и оптоакустические методы и устройства Acousto-optic and Opto-Acoustic Methods and Devices
Физические основы приборов и устройств метрологии Physical Bases of Metrology Instruments and Devices	Физика плазмы в приборостроении Plasma Physics in Instrumentation
Проблемы оптического приборостроения на основе метаматериалов Problems of Optical Instrumentation on the Basis of Metamaterials	Физика и техника плазмы Physics and Technique of Plasma
Проблемы обработки сигналов и изображений в акустооптике и радиофизике Problems of Signal and Image Processing in Acousto-Optics and Radiophysics	Новые математические и физические методы New Mathematical and Physical Methods
Проблемы атомной науки и техники Problems of Atomic Science and Technology	R-функции, атомарные функции, вейвлеты, фракталы и хаос в физике и технике R-functions, Atomic Functions, Wavelets, Fractals, and Chaos in Physics and Engineering
Информационно-измерительные системы Information-Measuring System	Электродинамика искусственных сред и структур Electrodynamics of Artificial Materials and Structures
Методы радиолокационных и радиометрических измерений Methods of Radar and Radiometric Measurements	Электродинамика низко и высокотемпературных сверхпроводящих структур Electrodynamics of Low- and High-Temperature Superconducting Structures
Физические основы космического приборостроения Physical Bases of Space Instrumentation	Новости науки Science News
	Краткие сообщения Brief Communications
	Памятные даты Memorable Dates
	Наши юбиляры Our Hero of the Day
	В помощь экспериментатору To Help the Experimenter
	Информация Information

«ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ»

1. К публикации принимаются оригинальные работы, не предназначенные для публикации в других изданиях.
2. Необходимы следующие материалы:
 - сопроводительное письмо,
 - акт экспертизы,
 - соответствующий индекс универсальной десятичной классификации (УДК) литературы,
 - название на русском и английском языках,
 - фамилии и инициалы авторов на русском и английском языках (фамилии следуют в алфавитном порядке),
 - аннотацию на русском и английском языках,
 - ключевые слова на русском и английском языках,
 - краткое содержание статьи (реферат) на русском и английском языках объемом 1–2 с,
 - текст статьи вместе с рисунками и таблицами,
 - список литературы в соответствии с ГОСТ Р 7.0.5-2008,
 - краткие сведения об авторах, включающие контактный телефон, фамилию, имя, отчество (полностью), ученую степень (звание), место работы, служебные и домашние адреса авторов с обязательным указанием почтового индекса и номеров телефонов, адрес электронной почты (на отдельной странице на русском и английском языках).
3. Статья представляется в виде файлов формата **MS Word 97-2003 (*.doc)** и одного экземпляра распечатки с полуторным межстрочным интервалом. Файлы могут быть записаны на оптический (CD, DVD) носитель, а также высланы по электронной почте редакции. Статья должна иметь сквозную нумерацию.
4. При наборе текста используются стандартный True Type шрифт — Times New Roman. Устанавливаемый размер бумаги — А4 (210×297 мм).
5. Формульные выражения, а также отдельные символы выполняются исключительно в редакторе формул **MathType**.
6. Иллюстрации выполняют в виде **графических файлов** (цветных/черно-белых) в **растровом** (*.tiff с **сжатием без потери качества** (LZW) или *.png) или **векторном** формате. Разрешение изображений должно быть не хуже **300 dpi** и шириной не менее 8 см (абсолютные размеры изображения **не менее 1000×1000 точек**). Все иллюстрации сопровождаются подрисуночными подписями (не повторяющими фразы-ссылки на рисунки в тексте), включающими в себя номер, название и при необходимости условные обозначения.

Рисунки должны соответствовать следующим требованиям:

 - буквенные и цифровые обозначения на рисунках по **начертанию и размеру** должны соответствовать обозначениям в тексте статьи,
 - текстовая информация и условные обозначения выносятся из рисунка в текст статьи или подрисуночные подписи,
 - для оформления рисунков **не допускается применять средства рисования Word**, а также таблицы. Режим обтекания только «в тексте» с выравниванием по центру.

Иллюстрации должны быть включены в текст, а также представлены отдельными графическими файлами.

7. Термины, определения и единицы физических величин должны соответствовать действующим ГОСТ.
8. В формулах латинские буквы следует набирать курсивом, а цифры, греческие строчные и прописные символы прямо. Векторы и матрицы следует набирать прямыми жирным шрифтом; «exp(·)» в значении экспоненты набирать прямым светлым шрифтом. В индексах сокращения от русских и английских слов следует набирать прямым шрифтом.
9. Формулы нумеруются в круглых скобках (например, (2)), литературные ссылки в прямых — [2], подстрочные замечания оформляются сноской.
10. На последней странице рукописи должны быть подписи всех авторов.
11. Редакция не ставит в известность авторов об изменениях и сокращениях рукописи, имеющих редакционный характер и не затрагивающих принципиальных вопросов.
12. Рукописи, в которых не соблюдены данные требования, возвращаются авторам без рассмотрения.
13. Редакция оставляет за собой право использовать наиболее интересные статьи в периодических тематических сборниках библиотек журнала. Предоставление редакции рукописи является подтверждением согласия автора на указанное выше использование его произведения.
14. Авторы статей несут ответственность за полноту и достоверность цитируемой в них литературы, а также за публикацию заимствованного материала без ссылки на источник.
15. За достоверность сведений, изложенных в публикациях, редакция и издатель ответственности не несут.
16. За публикацию материалов, содержащих закрытые сведения, авторы несут персональную ответственность на основании действующих законодательных актов.
17. Итоговое решение об одобрении или отклонении представленного в редакцию материала принимается редакционной коллегией и является окончательным.





IEEE

IEEE
UKRAINE SECTION



EuMA

Venue:

ICATT-2020 and the 2020 IEEE Ukrainian Microwave Week would be held in Kharkiv, Ukraine, in V. N. Karazin Kharkiv National University, 4 Svobody sq., Kharkiv, 61022, Ukraine.

Conference board:

Chairman: Prof. Volodymyr V. Pavlikov
NAU "KhAI", Kharkiv, Ukraine

TPC Chair: Dr. Oleksandr N. Dumin
KhNU, Kharkiv, Ukraine

Publication Chair: Victoriya Abramova
NAU "KhAI", Kharkiv, Ukraine

Conference Coordinator:

Dr. Mariya S. Antyufeyeva,
IEEE Member, Chair of IEEE Ukraine Section (Kharkiv) SP/AP/C/EMC/COM Soc. Joint Chapter, KhNU, Kharkiv, Ukraine

Organizers:

IEEE Ukraine Section,
IEEE Ukraine Section (Kharkiv) SP/
AP/C/EMC/COM Societies Joint Chapter,
V. N. Karazin Kharkiv National University,
National Aerospace University (KhAI)

with support of
European Microwave Association (EuMA)

in cooperation with:

National Antenna Association of Ukraine
Kharkiv National University of Radio
Electronics

Radio Astronomy Institute of NASU
Institute of Radio Physics and Electronics
of NASU

Ukrainian URSI Committee
Kharkiv National University of Radio
Electronics

Radio Astronomy Institute of NASU
Institute of Radio Physics and Electronics
of NASU

Ukrainian URSI Committee

Owing to support of EuMA we announce the contest for the best paper among young scientists. To participate in the contest the paper should be accepted for oral presentation and presented in English personally by a young scientist.

E-mail: icatt@ieee.org.ua

Website: <http://icatt.ieee.org.ua/>

Welcome to the 12th International Conference on Antenna Theory and Techniques (ICATT-2020) with in 2020 IEEE Ukrainian Microwave Week, which would be held in Kharkiv, June 22 – 27, 2020. ICATT provides the international forum for discussing recent advances in antenna theory and techniques and their numerous applications.

The ICATT Conference and the whole event IEEE Ukrainian Microwave Week are a great opportunity for scientists to share their achievements and research results, exchange ideas, find partners, improve networking, and meet new friends with a common mindset.

The 12th International Conference ICATT is dedicated to the 100 anniversary of Prof. Yakov S. Shifrin (April 23, 1920 — August 6, 1919), IEEE Life Fellow. Prof. Yakov Shifrin was an outstanding scientist and one of the initiators of IEEE activity in the field of antenna theory and technique in Ukraine. Yakov S. Shifrin was a founder of the IEEE Ukraine Section (Kharkiv) SP/AP/C/EMC Joint Chapter and International Conference on Antenna Theory and Techniques.

More information is available on our web page <http://icatt.ieee.org.ua/>

ICATT topics include, but are not limited to

- ▶ General Antenna Theory
- ▶ Reflector, Lens and Hybrid Antennas
- ▶ Antenna Arrays
- ▶ Adaptive Antennas, Smart Antennas
- ▶ Low-Gain, Printed Antennas
- ▶ Antennas for Mobile Communications
- ▶ Antennas for Industrial and Medical Applications
- ▶ Antennas for Radio Astronomy
- ▶ Antenna Radomes and Absorbers
- ▶ Antenna Measurements

The language of the conference is English.

It will be used for all printed materials, presentations and discussions.

Submissions must present original work that has not been previously published and is not under review elsewhere. Size of the conference paper should be from 4 to 6 full A4 pages, prepared according to the IEEE Conference Proceedings format. Papers must be submitted electronically, in PDF and DOC (or TEX) format, on-line via the system.

At least one of the authors (presenting author) of each accepted paper is required to register, pay a participation fee and participate in the Conference. Each author can submit and present no more than 3 papers.

The ICATT-2020 and IEEE UkrMW-2020 will implement a single-blind peer-review process. All submitted papers will be provided to three independent anonymous reviewers.

The papers accepted for the program will be published in the Proceedings of the IEEE Ukrainian Microwave Week: 2020 IEEE 12th International Conference on Antenna Theory and Techniques (ICATT-2020).

All accepted papers and oral (or poster) presenting at the ICATT-2020 will be submitted for inclusion in IEEE Xplore Digital Library as well as other Abstracting and Indexing (A&I) databases (Scopus, Web of Science, etc). "No-show" papers won't be submitted for inclusion in IEEE Xplore Digital Library.

ИНФОРМАЦИЯ

УВАЖАЕМЫЕ ЧИТАТЕЛИ, В ИЗДАТЕЛЬСТВЕ «ТЕХНОСФЕРА» ВЫШЛИ МОНОГРАФИИ

Кравченко В.Ф., Чуриков Д.В. Цифровая обработка сигналов атомарными функциями и вейвлетами. М.: Техносфера, 2019 (Дополнительный тираж). 182с.

ISBN 978-5-94836-506-0

Под редакцией заслуженного деятеля науки РФ,
доктора физико-математических наук, профессора В.Ф. Кравченко

Аннотация

Монография посвящена исследованию, развитию и разработке методов анализа физических систем на основе теорий атомарных, R- и WA- систем функций, построению алгоритмов обработки и моделирования процессов дистанционного зондирования и радиоастрономии с целью улучшения физических характеристик передачи, восстановления и распознавания многомерных сигналов. Рассматриваются новые весовые функции (окна) и фильтры с конечной импульсной характеристикой на их основе, а также ортогональные и аналитические вейвлеты. Исследована обобщенная теорема отсчетов на основе атомарных функций и её частные случаи. Разработан алгоритм синтеза многомерных функций с произвольной геометрией опорной области. Предложено и обосновано обобщение функции неопределенности по времени и частоте применительно к анализу сложных зондирующих сигналов.

Книга предназначена для научных работников, аспирантов и студентов, работающих в области цифровой обработки сигналов применительно к современным задачам радиопизики и радиотехники.

Кравченко В.Ф., Кравченко О.В. Конструктивные методы алгебры логики, атомарных функций, вейвлетов, фракталов в задачах физики и техники. М.: Техносфера, 2018. 696с.

ISBN 978-5-94836-518-3

Под редакцией заслуженного деятеля науки РФ,
доктора физико-математических наук, профессора В.Ф. Кравченко

Аннотация

В монографии изложены конструктивные методы алгебры логики, теория R-функций (функций В.Л. Рвачева), атомарных функций (АФ), вейвлетов, WA-систем функций и фракталов применительно к задачам современной физики и техники. Теория R-функций, содержащая в себе идеи булевой алгебры и аналитической геометрии, представляет собой универсальный математический аппарат, позволяющий в неявном виде получать уравнения границ областей произвольной геометрии. На основе этих уравнений осуществляется построение структур решения краевых задач в областях сложной формы, т.е. таких аналитических выражений, которые априори удовлетворяют заданным краевым условиям. Структуры решения зависят от неопределенных компонент, находящихся из условия минимизации функционала Ритца или одним из проекционных методов.

В главах 1–4 и приложениях описаны алгоритмы и приведены многочисленные примеры решения различных типов внешних и внутренних краевых задач электростатики и электродинамики в областях сложной формы. В главе 5 рассмотрено построение новых ортогональных вейвлетов Кравченко на основе атомарных функций. Глава 6 посвящена построению новых конструкций ортогональных вейвлетов на основе АФ $h(x)$. Обосновано обобщение функции неопределенности (ФН) по времени и частоте на основе семейства АФ применительно к цифровой обработке сигналов в антенных системах. Исследован новый класс аналитических вейвлетов Кравченко–Рвачева (АКР-вейвлетов). В главе 7 предложен и обоснован новый метод решения краевых задач для дифференциальных уравнений в частных производных эллиптического типа на основе R-функций и вейвлетов применительно к волноводам сложного поперечного сечения. В главе 8 и приложении к ней построен и обоснован новый класс фрактальных функций с учетом специфических свойств атомарных функций. Впервые получены новые синтезированные атомарно-фрактальные функции в комбинациях с классическими фрактальными функциями. Проведен численный эксперимент для одномерных, двумерных и кольцевых фрактальных антенных решеток.

Монография представляет интерес для научных работников, аспирантов и студентов старших курсов радиофизических и радиотехнических специальностей, а также специалистов, работающих в области вычислительной математики и физики. Рукопись монографии Кравченко В.Ф., Кравченко О.В. «Конструктивные методы алгебры логики, атомарных функций, вейвлетов, фракталов в задачах физики и техники» была рассмотрена на заседании Ученого совета Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН 25 декабря 2015 года (выписка из протокола № 7) и рекомендована к опубликованию. При оформлении обложки использована иллюстрация знаменитой шахматной партии (Р. Фишер — М. Тайманов, Ванкувер, 1971), комментарий см. на стр. 695.

мир цифровой обработки

В.Ф. КРАВЧЕНКО,
Д.В. ЧУРИКОВ

Цифровая обработка
сигналов атомарными
функциями и вейвлетами



КРАВЧЕНКО ВИКТОР ФИЛИППОВИЧ –
заслуженный деятель науки РФ, д.ф.-м.н.,
профессор, институт радиотехники и
электроники им. В. А. Котельникова РАН,
научно-технологический центр
уникального приборостроения РАН,
Московский государственный
технический университет им. Н.Э. Баумана

ЧУРИКОВ ДМИТРИЙ ВИКТОРОВИЧ –
к.ф.-м.н., институт радиотехники
и электроники им. В. А. Котельникова РАН,
научно-технологический центр
уникального приборостроения РАН,
Московский физико-технический
институт (государственный университет)
РОССИЙСКИЙ НОВЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

- ИССЛЕДОВАНИЕ, РАЗВИТИЕ И РАЗРАБОТКА
МЕТОДОВ АНАЛИЗА ФИЗИЧЕСКИХ СИСТЕМ
НА ОСНОВЕ ТЕОРИИ АТОМАРНЫХ,
- R- И WA-СИСТЕМ ФУНКЦИЙ
- ПОСТРОЕНИЕ АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ И
МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ
- ДИСТАНЦИОННОГО ЗОНДИРОВАНИЯ И
РАДИОАСТРОНОМИИ В ЦЕЛЯХ УЛУЧШЕНИЯ
ФИЗИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПЕРЕДАЧИ
- ВОССТАНОВЛЕНИЯ И РАСПОЗНАВАНИЯ
МНОГОМЕРНЫХ СИГНАЛОВ.



ТЕХНОСФЕРА



Цифровая обработка
сигналов атомарными
функциями и вейвлетами

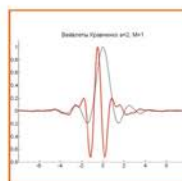
цифровой обработки

XI
♦
15

цифровой обработки

В.Ф. КРАВЧЕНКО,
Д.В. ЧУРИКОВ

Цифровая обработка
сигналов атомарными
функциями и вейвлетами



ТЕХНОСФЕРА



Харьковский национальный университет
им. В.Н. Каразина



Московский государственный
технический университет
им. Н.Э. Баумана



Институт радиотехники и электроники
им. В.А. Котельникова РАН

В.Ф. Кравченко
О.В. Кравченко

КОНСТРУКТИВНЫЕ МЕТОДЫ АЛГЕБРЫ
ЛОГИКИ, АТОМАРНЫХ ФУНКЦИЙ,
ВЕЙВЛЕТОВ, ФРАКТАЛОВ В ЗАДАЧАХ
ФИЗИКИ И ТЕХНИКИ

В.Ф. Кравченко, О.В. Кравченко

КОНСТРУКТИВНЫЕ МЕТОДЫ АЛГЕБРЫ
ЛОГИКИ, АТОМАРНЫХ ФУНКЦИЙ,
ВЕЙВЛЕТОВ, ФРАКТАЛОВ В ЗАДАЧАХ
ФИЗИКИ И ТЕХНИКИ



ТЕХНОСФЕРА

ISSN 2225-4293



9 772225 429003 >



<http://jfop.ru>

<http://dx.doi.org/10.25210/jfop-1904>