

№2

2014

февраль

Научно-практический  
журнал для специалистов

Республика Беларусь, г. Минск

инфо-  
НИК  
О  
Р  
О  
У  
Ш  
Е  
Л  
Е

*Тема номера:  
«Медицинская  
электроника»*

Клеммы, контроллеры, инструмент для монтажа,  
клеммы для строительного монтажа

ИЗГО

FEK

Группа компаний «ФЭК» РБ, 220015, г. Минск, пр. Пушкина, 29 Б,  
тел./факс: +375 (17) 210-22-74, 210-23-21  
e-mail: info@fek.by www.fek.by

ПОДПИСКА В БЕЛАРУСИ (Белпочта):  
индивидуальная — 00822,  
Ведомственная — 008222

ISSN 1999-7515



917719991751006 14002

Приглашаем посетить наш стенд на **ВЫСТАВКЕ «Автоматизация. Электроника»**  
которая пройдет с 12-15 февраля 2014, г. Минск, ул. Я. Купалы, 27, НВЦ "Белэкспо"

## СВЕТОДИОДНАЯ ПРОДУКЦИЯ

- СВЕТОДИОДНЫЕ ЭКРАНЫ
- СВЕТОДИОДНЫЕ ТАБЛО
- СВЕТОДИОДНЫЕ ВЫВЕСКИ
- ТАБЛО "БЕГУЩАЯ СТРОКА"
- ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТАБЛО
- СВЕТОДИОДНАЯ ПРОДУКЦИЯ ДЛЯ ОСВЕЩЕНИЯ

ИЗГОТОВЛЕНИЕ ПОД ЗАКАЗ

для помещений и уличного исполнения  
СОБСТВЕННОЕ ПРОИЗВОДСТВО • ГАРАНТИЯ КАЧЕСТВА  
ДОСТУПНОСТЬ • НАДЕЖНОСТЬ • ОПЕРАТИВНОСТЬ



БЕЛОРУССКИЙ ПРОИЗВОДИТЕЛЬ ЭЛЕКТРОНИКИ

**ЭЛЕКТРОКОНТИНЕНТ**

КОНТРАКТНОЕ ПРОИЗВОДСТВО ЭЛЕКТРОНИКИ

[WWW.ELCONTINENT.BY](http://WWW.ELCONTINENT.BY)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ, 220026

Г. МИНСК, ПЕР. БЕХТЕРЕВА, 8, ОФИС 35

ТЕЛ. (+375 17) 205 06 94, 296 31 61

VELCOM (+375 29) 115 35 75

E-MAIL: [INFO@ELCONTINENT.COM](mailto:INFO@ELCONTINENT.COM)

**кабель, провод,  
электротехническая продукция,  
электрические щиты, шкафы,  
все для прокладки кабеля**

**СО СКЛАДА В МИНСКЕ И ПОД ЗАКАЗ**



ООО «Дарвейт»

**Отдел продаж:**

(375 17) 313-09-03

(многоканальный)

(375 17) 376-55-93

(375 44) 550-90-20

(375 29) 378-47-91

**Факс:** (375 17) 313-09-03

(375 17) 265-40-47

**E-mail: [darveyt@mail.ru](mailto:darveyt@mail.ru)**  
**[www.darveyt.by](http://www.darveyt.by)**



ООО «Дарвейт»

223053, Республика Беларусь, Минский р-н, д. Боровляны, ул. 40 лет Победы, 17

**ЖУРНАЛ ИЗДАЕТСЯ ПРИ ИНФОРМАЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКЕ  
ФАКУЛЬТЕТА РАДИОФИЗИКИ И КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ БЕЛГОСУНИВЕРСИТЕТА.  
ЖУРНАЛ ВКЛЮЧЕН В СПИСОК НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ ИЗДАНИЙ ВАК РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ**

**электроника**  
инфо

**International magazine  
of amateur and professional electronics  
№2 (104) февраль 2014**

Зарегистрирован  
Министерством информации  
Республики Беларусь

Регистрационный №71  
от 05 марта 2009 года

**Главный редактор:**  
Раковец Леонид Иванович  
electronica-info@yandex.ru

**Заместитель главного редактора:**  
Асмоловская Ирина Михайловна  
i.asmalouskaya@electronica.by

**Редактор технический:**  
Бортник Ольга Викторовна

**Редакционная коллегия:**

**Председатель:**

Чернявский Александр Федорович  
академик НАН Беларуси, д.т.н.

**Секретарь:**

Садов Василий Сергеевич, к.т.н.  
e-mail: sadov@bsu.by

**Члены редакционной коллегии:**

Беляев Борис Илларионович, д.ф.-м.н.

Борздов Владимир Михайлович, д.ф.-м.н.

Голенков Владимир Васильевич, д.т.н.

Гончаров Виктор Константинович, д.ф.-м.н.

Есман Александр Константинович, д.ф.-м.н.

Ильин Виктор Николаевич, д.т.н.

Кугейко Михаил Михайлович, д.ф.-м.н.

Кучинский Петр Васильевич, д.ф.-м.н.

Мулярчик Степан Григорьевич, д.т.н.

Петровский Александр Александрович, д.т.н.

Попечиц Владимир Иванович, д.ф.-м.н.

Рудницкий Антон Сергеевич, д.ф.-м.н.

**Отдел рекламы и распространения:**

Антоневич Светлана Геннадьевна  
тел./факс. +375 (17) 204-40-00  
e-mail: s.antonovich@electronica.by

**Учредитель:**

ТЧУП «Белэлектрониконтракт»  
220015, Республика Беларусь,  
г. Минск, пр. Пушкина, 29 Б,  
тел./факс: +375 (17) 210-21-89,  
+ 375 (17) 204-40-00

© Перепечатка материалов, опубликованных  
в журнале «Электроника инфо», допускается  
с разрешения редакции

За содержание рекламных материалов редакция  
ответственности не несет

Подписной индекс в РБ:  
**00822** (индивидуальная),  
**008222** (ведомственная)

Цена свободная

**Подготовка, печать:**

150 экз. отпечатано

тип. ООО «Полиграф»

г. Минск, ул. Кнорина, 50/4-401А

Лицензия №02330/0494199 от 03.04.2009 г.

Подписано в печать 05.02.2014 г.

Заказ №

## СЛАВНЫЕ ИМЕНА

ОСНОВОПОЛОЖНИК ОТЕЧЕСТВЕННОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ СВЧ.....2

## ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ

ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОНИКИ В МЕДИЦИНЕ И БИОЛОГИИ.....9

## КОМПОНЕНТЫ

НЕМАГНИТНЫЕ КОНДЕНСАТОРЫ С МЕДНЫМ БАРЬЕРНЫМ СЛОЕМ.....18

## ОБЗОР

МЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА – РЯДОМ С НАМИ И ВНУТРИ НАС  
Е. Поваляев.....21

## РЕЦЕНЗИРУЕМЫЕ СТАТЬИ.....27-53

## ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

ОБРАБОТКА И СТРУКТУРНАЯ ДЕТАЛИЗАЦИЯ ОБЪЕКТОВ ИЗОБРАЖЕНИЙ  
В ЛЕЧЕБНОЙ ЭНДОСКОПИИ  
Т.А. Гинько, Е.А. Головатая, Л.В. Калацкая.....27

О ВОЗМОЖНОСТЯХ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ЛАЗЕРОФОРЕЗА  
ПРИ ЛЕЧЕНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ У ДЕТЕЙ  
А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко.....32

СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ НЕИНВАЗИВНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ  
И ТЕРАПИИ БИОТКАНЕЙ  
С.А. Лысенко, М.М. Кугейко.....36

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО И ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЕЙ  
В УСТАНОВКЕ ОБЩЕЙ ГИПЕРТЕРМИИ  
А.М. Дежурко, А.А. Конопелько, С.В. Малый, С.Г. Мулярчик.....42

ДИНАМИКА ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ПРИ ДЕЙСТВИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ  
ИЗЛУЧЕНИЙ И НАЛИЧИИ ЭКРАНОВ ИЗ РАДИОПОГЛОЩАЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ  
А.В. Сидоренко.....45

СОГЛАСОВАНИЕ ГЕНЕРАТОРА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С АППЛИКАТОРОМ  
ЕМКОСТНОГО ТИПА В СОСТАВЕ МЕДИЦИНСКОЙ УСТАНОВКИ ОБЩЕЙ ГИПЕРТЕРМИИ  
А.А. Конопелько, С.Н. Семенович, И.П. Стецко.....49

## ТЕХНОЛОГИИ

ЗАЛИВКА И КАПСУЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОННЫХ СХЕМ  
ТЕПЛОПРОВОДЯЩИМИ КОМПАУНДАМИ НОМАКОН™ КПТД-1  
А.Е. Рабко, И.Л. Козловский, В.А. Козырко.....55

## СВЕТОТЕХНИКА

СВЕТИЛЬНИКИ.....58

## ПРАЙС-ЛИСТ.....64

## СПИСОК РЕКЛАМОДАТЕЛЕЙ

«Адвик-Строй».....62  
«Алнар».....64  
«АльфаЛидер групп».....64  
«Барс-электроникс».....20  
«БелПлата».....61  
«Вектор Технологий».....41  
«Вектор-Систем».....54  
«ГорнТрейд».....62  
«Евроавтоматика ФиФ».....63  
«Минский часовой завод».....61  
«Нанотех».....62  
«Приборостроительная компания».....64  
«Промтехсервисснаб».....54  
«СветЛед решения».....64  
«Стелла Монтис».....62  
«Тиком».....35  
«ФЭК».....64

«Чип электроникс».....64  
«Экнис».....26

## Обложки, цветные вставки

Microchip..... VII вст.  
«Альфачип ЛТД»..... II вст.  
«АСТ Эксперт»..... III обл.  
«Дарвейт»..... II обл.  
«Минск Экспо»..... V вст.  
«Новая Электроника»..... III вст.  
«НОМАКОН»..... VIII вст.  
«Пневмоэлектросервис»..... VI вст.  
«Рейнбоу»..... IV вст.  
«ФЭК»..... I обл, I вст.  
«Электроконтинент»..... II, IV обл.  
«Элтикон»..... IV обл.

## ОСНОВОПОЛОЖНИК ОТЕЧЕСТВЕННОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ СВЧ

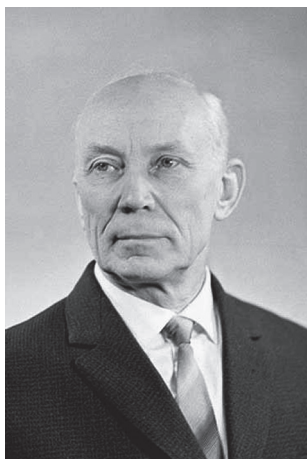
**Николай Дмитриевич Девятков – выдающийся русский ученый, академик РАН (с 1968 г.), Герой Социалистического Труда (1969 г.). Основные труды – в области разработки газоразрядных и сверхвысокочастотных приборов. Автор более 250 научных трудов и изобретений.**

Девятков Н.Д. родился 11 апреля 1907 года в исконно русском городе Вологде в семье ремесленника купеческого рода. В 1916 году поступил в Вологодское реальное училище, которое закончил в 1924 году. Естественное стремление молодого человека к знаниям определило его желание продолжить учебу в Ленинградском политехническом институте (ЛПИ), где уже учились его братья и сестра. Тем не менее, поступить в ЛПИ оказалось не просто из-за большого конкурса на все факультеты института, который составлял 25–28 человек на место.

Поэтому, переехав в Ленинград в 1925 году, он поступил на работу в Физико-технический институт (ЛФТИ) сначала в качестве практиканта, а затем был переведен на должность лаборанта. Одновременно с работой он посещал лекции и лабораторные занятия в ЛПИ вольнослушателем. После собеседования с директором ЛФТИ академиком А.Ф. Иоффе Николаю Дмитриевичу предложили работать в радиолaborатории А.А. Чернышева. Без сомнения, это было счастливое предложение, ибо имя выдающегося ученого и талантливого изобретателя А.А. Чернышева, известного автора работ в области энергетики и радиоэлектроники, привлекало молодежь.

Начальник лаборатории определил нового сотрудника к дипломнику, работавшему над созданием высоковольтной установки для борьбы с загрязнением воздуха. Эта проблема для Ленинграда в те годы стояла очень остро, поскольку Выборгский металлургический завод выбрасывал в атмосферу огромное количество окиси цинка при плавке латуни, приводившее к многочисленным заболеваниям людей. Работа над установкой продолжалась около года и была сопряжена с риском для здоровья самих исследователей. Впоследствии, созданная установка нашла широкое применение и стала выпускаться серийно, а вот ее автора – дипломника – врачи не смогли спасти – слишком сильно оказался отравлен его организм окисью цинка. Лаборанта Н.Д. Девяткова перевели в лабораторию А.В. Москвина, где разрабатывались газовые разрядники.

В 1927 году по предложению А.А. Чернышева он поступает в ЛПИ на новый факультет индустриального земледелия, где конкурс составлял 7 человек на место, а через год обучения переводится на электромеханический факультет. Одновременно он продолжает работать, совмещая учебу с деятельностью научного работника. В 1931 году Н.Д. Девятков заканчивает ЛПИ и получает профессию инженера. Первую свою работу «Газовые разрядники для защиты линий слабого тока от перенапряжения» молодой ученый опубликовал в журнале «Электричество» в 1931 году (№ 21). Знаменательно, что его работой открывается этот номер журнала. Последующие его работы были посвящены мощным газовым разрядникам, устройствам для защиты от акустических ударов, газоразрядным лампам для защиты от акустических ударов, газоразрядным лампам с калящимся катодом для излучения в инфракрасной части



спектра, фотоэлементам. В 1934 году его работа «Газовые разрядники» была опубликована в «Трудах Всемирной конференции», конференция проходила в Париже. Из первой серии работ Николая Дмитриевича следует отметить также разработку высокочувствительных серебряно-цезиевых фотоэлементов, которые были использованы в первых отечественных передающих телевизионных приборах, так называемых, иконоскопах.

В период с 1927 по 1935 годы ЛФТИ несколько раз реорганизовывался. Как отмечал Николай Дмитриевич, менялись только вывески и названия, а его рабочее место оставалось прежним. При последней реорганизации в 1935 году он стал сотрудником Государствен-

ного НИИ-9. С этого же года в лаборатории Г.А. Разоренова он начал исследования в области СВЧ. Перед лабораторией была поставлена задача разработки мощных электровакуумных приборов, в частности, магнетронов непрерывного генерирования для радиотехнических установок, предназначенных для поражения самолетов. После очередной реорганизации Н.Д. Девятков был назначен начальником лаборатории.

Этот период трудовой деятельности Николая Дмитриевича по праву можно назвать чрезвычайно плодотворным. Он предлагает ряд новых конструкций электровакуумных приборов, исследует их замечательные свойства, оформляет на свои изобретения заявки и публикует ряд пионерных исследований. Н.Д. Девяткову принадлежит приоритет в создании СВЧ-триодов с плоскостными электродами – маломощных генераторных ламп с практически безинерционным выводом сетки. Оригинальные идеи, заложенные в конструкции СВЧ-триодов, послужили основой для создания множества типов таких ламп, а также усилителей и генераторов на их основе не только в СССР, но и в Англии, США и Германии.

Продолжая работы в этом направлении, Н.Д. Девятков с Е.Н. Данильцевым в 1939 году приходят к выдающемуся изобретению – отражательному клистрону.

«При разработке двухконтурных клистронов мне с Е.Н. Данильцевым пришла мысль создать одноконтурный клистрон, в котором за контуром по оси электронного потока поместить отражающий электроны электрод, и таким образом, осуществить группировку электронов не в дрейфовой трубке, а в пространстве, где электроны двигались в обратном направлении, от отражателя в контур. Был проведен расчет такого клистрона и изготовлены первые образцы, которые сразу же показали возможность получать генерацию и частотную модуляцию при изменении потенциала на отражателе. На эту «электронную лампу» было в 1939 году получено авторское свидетельство. Такой одноконтурный клистрон в дальнейшем стал называться отражательным клистроном» (Девятков Н.Д. «Воспоминания». М., 2000).

Отражательный клистрон впоследствии стал основным промышленным типом электровакуумных приборов, используемым до настоящего времени в различных радиоэлектронных системах.

В лаборатории Н.Д. Девяткова были разработаны прямопролетные клистроны, магнетроны, триоды с плоскост-

раллельными электродами, двуханодные диоды с оксидным катодом. В начале 1941 года в лаборатории Н.Д. Девяткова была закончена ОКР прямопролетных клистронов на длину волны 15 см. Освоение серийного выпуска предполагалось на заводе «Радиолампа» в п. Фрязино, но с началом войны и эвакуации завода в Ташкент передача в производство не состоялась. Разработанные приборы были положены в основу создания радиолокационных установок.

На второй день после начала Великой отечественной войны Н.Д. Девяткова вызвали Правительственной телеграммой в Москву. Там Николаю Дмитриевичу было поручено участвовать в проектировании радиолокатора для ночного бомбардировщика на клистромах его разработки.

10 февраля 1942 года Государственный Комитет Обороны (ГКО) принял постановление о разработке и серийном производстве отечественных станций орудийной наводки и об организации для этих целей завода № 465 в Москве. На заводе были созданы лаборатории по разработке радиотехнических элементов станций и электровакуумных приборов, а также сборочные цеха для серийного выпуска станций. Начальником электровакуумной лаборатории был назначен В.М. Егизаров, его заместителем – Н.Д. Девятков.

По мере вхождения в строй эвакуированных на восток страны радиозаводов и радиотехнических научно-исследовательских институтов потребность в электровакуумных приборах для радиолокации и связи увеличивалась. Постановлением ГКО от 4 июля 1943 года на базе Фрязинского завода «Радиолампа» был организован научно-исследовательский институт № 160 с опытным заводом. Директором института был назначен С.А. Векшинский, его заместителем – В.И. Егизаров, а начальником лаборатории электровакуумных приборов – Н.Д. Девятков. Целиком его лаборатория с завода № 465 была переведена в НИИ-160 в 1944 году. В это же время академик А.И. Берг привлек Николая Дмитриевича к работе в Комитете по радиолокации.

После окончания войны Н.Д. Девятков был командирован в г. Берлин для обследования подвалов Рейхстага, где, по данным нашей разведки, было обнаружено какое-то радиопроизводство. Пребывание Н.Д. Девяткова в Берлине затянулось на 3 года. Вернулся он во Фрязино только в мае 1948 года в чине майора и был назначен заместителем директора НИИ-160 по научной части. С тех пор его жизнь неизменно связана с «Истоком».

За более, чем полувековой период во многом благодаря усилиям Н.Д. Девяткова в «Истоке» нашли свое развитие многие современные научные направления. Под его научным руководством на предприятии впервые в мире были начаты работы по освоению миллиметрового диапазона длин волн. Он сразу понял и оценил преимущества этого диапазона, открывшие для электроники и радиотехники новые горизонты. Ведущими сотрудниками «Истока» при непосредственном участии Н.Д. Девяткова были разработаны лампы обратной волны, перекрывающие весь миллиметровый и субмиллиметровый диапазоны длин волн. Крупным достижением «Истока» явилась разработка цепочки вакуумных приборов 8-миллиметрового диапазона, состоящей из задающего клистронного генератора, усилительного клистронов и мощного выходного прибора на мазере на циклотронном резонансе. Выходная мощность цепочки составила рекордное значение 10 киловатт. Цепочка использовалась в наземных радиолокационных станциях.

В 1953 году Н.Д. Девятков был избран член-корреспондентом АН СССР, а немного позднее он был утвержден председателем научного совета АН СССР по проблеме «Генерирование, усиление и преобразование в миллиметровом диапазоне длин волн».

В 1953 году в Москве был организован Институт радиотехники и электроники (ИРЭ) АН СССР, а через несколько лет – его филиал во Фрязино. Первый директор ИРЭ академик А.И. Берг со дня организации института привлек к его работе Н.Д. Девяткова в качестве заведующего отделом СВЧ-электроники.

«Общей направленностью работ отдела было изучение процессов взаимодействия электронных потоков с электромагнитными полями, создаваемыми различными электродинамическими системами в приборах О-типа; создание оригинальных приборов СВЧ; изучение плазмы и использование плазменно-электронной фокусировки при создании электронных лучей; изучение плазменных образований в разряженной среде; изучение электронно-оптических систем; создание оригинальных электронных пушек и мощных электровакуумных приборов на их основе; изучение шумовых свойств плазменных и электронных приборов СВЧ, создание СВЧ-шумотронов; теоретическое изучение хаотических процессов в электромагнитных полях» (Девятков Н.Д. «Воспоминания». М., 1998).

Позднее, Николай Дмитриевич принимал самое активное участие и в открытии филиала ИРЭ в Саратове, а также в создании ИРЭ в Харькове, Кишеневе, Ереване и других городах.

К впечатляющим достижениям последних десятилетий по праву относятся работы Н.Д. Девяткова в области применения СВЧ электронных приборов и квантовых генераторов в народном хозяйстве и медицине. Широта и глубина его познаний, высокая интеллигентность и доброжелательность, уважительное отношение к нему сотрудников позволили Н.Д. Девяткову выполнить исключительно важную миссию, которая, возможно, и была посильна только ему, – создать уникальные творческие коллективы для совместных работ специалистов в таких разрозненных областях как электроника, медицина, биология и т.д. Основные работы, выполненные под руководством Н.Д. Девяткова, в этом направлении: применение лазеров в хирургии и терапии, использование гипертермического нагрева опухолей до их разрушения, создание гаммы устройств для гастроэнтерологии, тепловизионной диагностической аппаратуры, установок для облучения семян электромагнитными волнами с целью повышения урожайности сельскохозяйственных культур.

Особенно поражают результаты, полученные Н.Д. Девятковым с сотрудниками, по исследованию специфического воздействия электромагнитных колебаний миллиметрового диапазона длин волн на биологические структуры и организмы с целью эффективного терапевтического лечения ряда болезней путем повышения иммунологических способностей организма. Результаты этой плодотворной работы были высоко оценены – группе сотрудников из «Истока» и ИРЭ РАН, возглавляемой Н.Д. Девятковым, была присуждена Государственная премия Российской Федерации. Случилось это за несколько месяцев до кончины выдающегося ученого.

Н.Д. Девятков с необычайным интересом относился к новаторской деятельности изобретателей. Первое свое изобретение он предложил еще в 1930 году.

На протяжении многих лет Н.Д. Девятков являлся председателем Научного совета АН СССР и РАН по проблеме «Физическая электроника». Он активно работал в академических

и отраслевых научных советах по различным проблемам. Н.Д. Девятков горячо поддержал созданную в 1946 году аспирантуру при «Истоке» и до последних дней жизни был ее вдохновителем. 12 лет он был главным редактором журнала «Радиотехника и электроника» (1981–1993 гг.), бессменно возглавлял редколлегия научно-технического сборника «Электроника СВЧ» («СВЧ-техника»).

Николая Дмитриевича с почетом и уважением принимали на всех научных форумах. Он был председателем организационных комитетов более 100 научных конференций и симпозиумов. Доброжелательное отношение его к собеседникам, сердечная отзывчивость к просьбам сотрудников предприятия сыскали ему славу истинного интеллигента, «нашего» академика.

Заслуги Н.Д. Девяткова перед отечественной наукой отмечены самыми высокими званиями и правительственными наградами: доктор технических наук, академик, Герой Социалистического Труда, лауреат Ленинской и Государственных премий, лауреат премий Совета Министров СССР и Правительства Российской Федерации, лауреат Золотой медали имени А.С. Попова, кавалер многих орденов.

Все, кто встречался с Н.Д. Девятковым, отмечал в нем не только выдающегося ученого, но и необыкновенного человека, истинного интеллигента. Кому приходилось неоднократно участвовать в заседаниях советов, председателем которых являлся Н.Д. Девятков, всякий раз не переставали восхищаться тем, с каким вниманием и пониманием относился академик к докладчику, не делая различия в этом отношении между молодым инженером и соискателем на докторскую степень. Его вопросы, как правило, находили самые «темные» места в докладах и иногда заставляли тушеваться выступающего. В то же время, создавая спокойную обстановку для ответа, Н.Д. Девятков старался, если в том есть необходимость, помочь докладчику разобраться в этих «темных» местах. Такая доброжелательность к выступающему и заинтересованность академика в представленных результатах воодушевляла соискателей и придавала им дополнительные силы для последующей успешной научной работы.

Особых слов благодарности сотрудники «Истока» и жителей города Фрязино, в котором Н.Д. Девятков прожил без малого 50 лет, заслуживает его глубокое великодушие, проявляющееся в многочисленных фактах содействия фрязинцам, нуждающимся в медицинской помощи. Не было случая, чтобы Николай Дмитриевич отказал какому-то сотруднику предприятия в этом. Его телефонные звонки и рекомендательные письма в лучшие клиники страны были подчас теми самыми спасательными ниточками, которые позволили продлить жизнь многим людям.

Николай Дмитриевич прожил большую и необычайно плодотворную жизнь. Новые направления в электронике СВЧ, активно развиваемые ученым и его коллегами, и учениками, позволили приоткрыть завесу таинства природы, установить необъятные возможности для использования СВЧ-волн в оборонной технике, народном хозяйстве, медицине, биологии. Приборы, созданные ученым, продолжают работать, напоминая о светлом облике выдающегося ученого современности – Н.Д. Девяткове.

### Военные годы

Имя Н.Д. Девяткова навечно вписано в энциклопедию «Великая Отечественная война 1941–1945 г.» (Москва : «Советская энциклопедия», 1985):

«Девятков Николай Дмитриевич (р. 1907). Ученый в области электроники, академик АН СССР (1968), Герой Социалистического труда (1969). Окончил Ленинградский политехнический институт (1931). Основные труды по генерированию, усилению и преобразованию сверхвысокочастотных колебаний и исследованию механизма этих процессов. В годы войны вел разработки и руководил производством различных типов электровакуумных приборов для радиолокационной аппаратуры. Лауреат Ленинской премии (1965) и Государственной премии СССР (1949). Награжден двумя орденами Ленина, Октябрьской Революции, Трудового Красного Знамени, Красной Звезды».

Предвоенные и военные годы, как известно, были связаны с бурным развитием отечественной радиолокации. Значительную роль в становлении этой области радиоэлектроники играли сотрудники НИИ-9, и в их числе Н.Д. Девятков. Поэтому его взгляд на то время представляет огромный интерес для нынешнего поколения. В газете «Исток» «За передовую науку» 20 марта 1995 года были опубликованы воспоминания Николая Дмитриевича об этом времени, которые не вошли в его отдельные книги.

«Прежде, чем говорить о роли и значении радиолокации в период Отечественной войны, остановимся кратко на истории развития радиолокации в нашей стране.

Возможность радиолокационного обнаружения самолетов стала активно обсуждаться среди ученых, инженеров и военных представителей наркомата обороны в начале 30-х годов. 1933–1934 годы официально считаются годами становления радиолокации как самостоятельной научно-технической области. В период с 1933 года до начала Великой Отечественной войны ряд научных организаций активно подключился к разработке научных основ радиолокации и созданию действующих образцов радиолокационных станций различного назначения.

Начнем с зенитной радиолокации. Первый положительный результат обнаружения самолета был получен в Ленинграде в Центральной радиолaborатории (ЦРЛ) в дециметровом диапазоне длин волн при непрерывном генерировании с использованием эффекта Доплера (Ю.К. Коровин). Опыты ЦРЛ сыграли решающую роль в привлечении к работам по радиообнаружению сотрудников Ленинградского электрофизического института (ЛЭФИ), где я в то время работал. В 1934–1935 годах в ЛЭФИ был разработан и изготовлен экспериментальный макет зенитной установки на волне 25 см (разработчик – Б.К. Шембель). Таким образом, в середине 1935 года в ЦРЛ и ЛЭФИ одновременно были созданы и испытаны первые радиолокационные установки обнаружения самолетов для зенитной артиллерии, определявшие две угловые координаты: азимут и угол места.

Осенью 1935 года ЛЭФИ был преобразован в научно-исследовательский институт № 9 (НИИ-9). Работы по радиолокации получили здесь значительное развитие. К концу 1939 года были созданы весьма совершенные зенитные «радиоискатели» на длине волны 15 см с мощностью 12 Вт. Они давали значительно лучшие результаты по сравнению с применяемыми в то время звукоулавливателями как в отношении точности и дальности действия, так и малой чувствительности к внешним воздействиям (ветер).

Следующая модель зенитного радиоискателя «Луна» включала две установки: азимутальную и радиодальномер для определения дальности, высоты полета или угла места цели. Азимутальная установка работала в непрерывном режиме на прямопролетных клистродах с длиной волны 15–16 см с мощ-

ностью излучения 20 Вт и имела веерообразную (плоскую) диаграмму направленности в вертикальной плоскости. В радиодальнометре предусматривался импульсный режим работы на волне 80 см с мощностью излучения 10–15 кВт и веерообразной диаграммой направленности в горизонтальной плоскости.

Разработка опытного образца «Луны» должна была закончиться в марте 1941 года по договору с одним из заводов радиопромышленности. Но до начала Великой Отечественной войны работа не была закончена, а потом началась война, эвакуация завода и до серийного производства дело так и не дошло. НИИ-9 тоже во время блокады в основном прекратил свою деятельность. Несколько экспериментальных образцов установки, имевшихся в НИИ-9, как только началась война, были переданы системам ПВО Ленинграда и Москвы, где успешно работали.

С началом Великой Отечественной войны были мобилизованы все силы и средства на борьбу и разгром немецкого фашизма. Большие города, особенно Москва и Ленинград, «ощетинились» сотнями стволов зенитных орудий, прикрывшись истребительной авиацией, а в ночное время – сетью аэростатов воздушного заграждения. С началом ночных налетов сотни прожекторов стали обыскивать небо, чтобы дать возможность зенитной артиллерии вести прицельный огонь, а истребительной авиации осуществлять перехват освещенных самолетов противника. Для защиты Москвы с воздуха была создана опытная зенитная батарея. Она состояла из средств зенитной артиллерии и опытного образца радиолокатора НИИ 9. Позднее в нее была включена радиолокационная станция орудийной наводки, полученная из Англии.

Работы по созданию радиолокационной аппаратуры в НИИ-9 велись одновременно с разработкой электровакуумных приборов СВЧ-диапазона. Были разработаны прямопролетные клистроны, магнетроны, триоды с плоскопараллельными электродами, двуханодные диоды с оксидным катодом (Н.Д. Девятков, Е.Н. Данильцев и др.). Разработанные приборы были положены в основу создания радиолокационных установок.

В начале 1941 года была закончена опытно-конструкторская разработка прямопролетных клистронов на длину волны 15 см. Освоение серийного выпуска предполагалось на заводе «Радиолампа» в поселке Фрязино, но с началом войны и эвакуации завода в Ташкент передача в производство не состоялась. Обстоятельства сложились так, что разработку и освоение в производстве приборов СВЧ для радиолокации во время Великой Отечественной войны не было возможности проводить. Возобновились они и стали быстро развиваться в послевоенные годы на ряде предприятий электронной промышленности во главе с НИИ-160 (теперь «Исток»).

Радиолокационная станция орудийной наводки, находящаяся в составе опытной зенитной батареи, показала высокую эффективность в борьбе с авиацией противника. Работала она в метровом диапазоне длин волн и с достаточно большой точностью выдавала данные координат цели для зенитной артиллерии. С приобретением боевого опыта батарея вскоре стала огневым щитом на подступах к Москве.

10 февраля 1942 года Государственный Комитет Оборона (ГКО) принял постановление о разработке и серийном производстве отечественных станций орудийной наводки, аналогичных английской станции, и об организации для этих целей завода № 465 в Москве. На заводе были созданы лаборатории по разработке радиотехнических элементов станций и электровакуумных приборов, а также сборочные цеха для

серийного выпуска станций. Начальником электровакуумной лаборатории был назначен В.М. Егизаров, его заместителем – Н.Д. Девятков. К ноябрю 1942 года была закончена разработка и изготовление двух опытных образцов станций орудийной наводки (СОН – 2). Испытание и приемка станций проводились прямо в прифронтовой полосе под Москвой в боевых условиях. С начала 1943 года был организован серийный выпуск «СОН – 2».

По мере вхождения в строй эвакуированных на восток страны радиозаводов и радиотехнических научно-исследовательских институтов потребность в электровакуумных приборах для радиолокации и связи увеличивалась. Постановлением ГКО от 4 июля 1943 года на базе Фрязинского завода «Радиолампа» был организован научно-исследовательский институт № 160 с опытным заводом. Основной целью нового предприятия была разработка и выпуск электронных приборов для радиолокационной техники. Началось становление отечественной СВЧ электронной отрасли, развитие которой возглавил вновь созданный институт. Лаборатория электровакуумных приборов завода № 465 была переведена в НИИ-160.

Развитие радиолокационной промышленности, начавшееся во время Великой Отечественной войны, бурными темпами продолжалось и в послевоенные годы. Успешное освоение новых диапазонов длин волн (дециметрового, сантиметрового и миллиметрового) на предприятиях электронной промышленности дало возможность создания весьма совершенной радиолокационной аппаратуры многоцелевого назначения.

### **Н.Д. Девятков – редактор журнала «Электроника СВЧ»**

С момента создания на «Исток» научно-технического сборника (журнала) «Электронная техника. Серия 1. Электроника СВЧ (позднее «СВЧ-техника»)» Н.Д. Девятков был его неизменным главным редактором. О его деятельности на этом поприще лучше всего написал И.С. Фельдблюм.

«Я лично многим обязан Николаю Дмитриевичу. Он не жалел на меня времени, воспитывая и образовывая из гуманитария сначала редактора научно-технических текстов, ответственного секретаря журнала, а затем начальника отдела информации. Николай Дмитриевич долгие годы был моим идейным руководителем, наставником, и все это время он много работал со мной, рассказывая не только о разработках «Истока», но и о физике сложных явлений в электронных приборах, об использовании электроники в медицине, о принципе действия военных радиоэлектронных систем и т.д.

Как главный редактор журнала, Николай Дмитриевич ни на минуту не опускал планку высокой требовательности к публикуемым материалам, благодаря чему журнал стал аккумулятором действительно передового опыта в области микроволновой электроники, всесоюзной трибуной талантливых ученых и инженеров. Непреклонная непримиримость Девяткова к халтуре, дилетантству, поверхностности, небрежности, его, если можно так сказать, мягкая твердость есть одна из главных черт русского интеллигента.

### **Отношение Н.Д. Девяткова к изобретательской деятельности**

Н.Д. Девятков с необычайным интересом относился к новаторской деятельности изобретателей. Впрочем, это и не удивительно. Первое свое изобретение он предложил еще 23-летним ученым в 1930 году. Последующие его

изобретения довоенного периода были сделаны в научно-технических направлениях, развиваемых А.А. Чернышевым, и посвящены устройствам для защиты линий связи и различным типам электронных приборов. В списке его трудов значится не так уж много авторских свидетельств на изобретения. Между тем, едва ли не каждый изобретатель на предприятии считал за честь поделиться с Николаем Дмитриевичем своими мыслями, заручиться его поддержкой и выслушать критические замечания по поводу своего новаторского технического предложения. Многие изобретатели за эти услуги предлагали Н.Д. Девяткову включить его в число соавторов изобретения.

Об изобретательской деятельности Николая Дмитриевича очень хорошо написал доктор физико-математических наук, профессор А.Б. Киселев:

«Пара мгновений из жизни Н.Д. Девяткова – изобретателя – потрясли меня до глубины души. В описании изобретения (авторское свидетельство СССР № 61000, 1940 г.) указывается, что в предложенном электронном приборе электроны распространяются в виде узкого блинообразного потока. Такой явно не технический термин мог придумать только русский, украинец, белорус, но не англичанин – мудрец, не монгол, не мексиканец и даже не негр преклонных годов. Только славяне издревле употребляют блины как символ Солнца. И если техническое решение не зависит от национальности изобретателя, то в описании изобретения и в его трактовке могут проявиться национальные черты автора.

А что касается самого термина «блинообразный», то он исключительно точно отражает суть изобретения. Заменив этот термин, скажем, на «дискообразный», сразу теряем нюансы: на принцип работы прибора ведь не влияет, что электронный поток может иметь микробугристости, даже разрывы, не обязательно строгую круглую форму, лишь бы растекался из центра на периферию. Возможно, что в 1940 году изобретатель еще не мог определить роль неоднородности электронного потока в параметрах прибора, но использованным нетривиальным термином точно выразил свою интуицию.

В другом его же изобретении (авторское свидетельство № 62201, 1940 г.), заявленном также в 1940 году, но рассматриваемом с позиций дня сегодняшнего, главным отличием конструкции предложенного электронного прибора от известных в то время было совсем не то, что указано в формуле изобретения (третий контур настроен особо).

Кстати, такой признак является признаком способа, но не устройства. Однако, согласно описанию изобретения, заявлено действительно устройство, а отличительный признак состоит в том, что стенки прибора выполнены нетрадиционно гофрированными. Именно такое выполнение стенок позволяет осуществлять настройку прибора на нужную частоту (длину волны) изменением зазоров в резонаторах механически. Не будем еще раз заострять внимание на русском слове «гармошка», непонятном в бананово-лимонном Сингапуре, отметим главное – здесь впервые предложено и использовано для конкретного применения устройство, позволяющее изменять внутренний объем вакуумного объекта путем механического сжатия (раздвижения) специальным образом выполненной оболочки. Это решение, впоследствии названное заграничным термином «сильфон», получило широкое распространение в вакуумной технике, и не только в конструкции предложенного в заявке СВЧ-прибора. Однако изобретатель в 1940 году дал его всего лишь в описании и даже не выделил в виде защи-

щаемого признака. Тяжело быть первым! Но если не будешь первым, то и академиком не станешь...».

### Научные и диссертационные советы на «Истоке»

Лауреат Государственной премии, кандидат технических наук, В.В. Бакакина пишет: «Систематично в течение 15 лет, начиная с 1973 года, я общалась с Н.Д. Девятковым, будучи ученым секретарем научно-квалификационного совета (НКС) «Истока». Заседания НКС проводились раз в 1-2 месяца. Для кандидатов и докторов наук избрание на должность, присуждение ученого звания, утверждение диссертационных тем и просто очередная аттестация на совете были процедурами волнующими. Часто заседания НКС вместо председателя С.И. Реброва проводил его заместитель Н.Д. Девятков. Неизменно учтив, внимателен и при необходимости строг, Николай Дмитриевич обычно быстро снимал напряжение, «висевшее в воздухе», и спокойное обсуждение работы претендента заканчивалось рекомендациями научного плана и добрым напутствием. Общение с ним, как правило, воодушевляло. По моему глубокому убеждению, огромная заслуга Николая Дмитриевича состоит и в том, что «Исток» стал головным предприятием в электронике СВЧ, а целое созвездие «электронных звездных» имен было отмечено многократно на государственном уровне лауреатскими званиями, орденами и медалями».

Заведующая аспирантурой при «Истоке» Н.А. Свешникова продолжает рассказ об этой стороне деятельности Н.Д. Девяткова: «Острая необходимость в высококвалифицированных научных кадрах возникла в молодом институте, вероятно, сразу же после его организации. И по инициативе Николая Дмитриевича и при его участии для подготовки научных кадров в новой тогда для страны области электронной техники в нашем институте в феврале 1946 года была открыта аспирантура. Это было одним из чрезвычайно плодотворных начинаний, ровно, как и следующий серьезный шаг в этом направлении – создание при институте правомочного ученого (потом специализированного, а ныне диссертационного) совета.

Всего за 1946–2006 годы в аспирантуру было принято 695 человек, из них защитили кандидатские диссертации 259 человек. Многие из них впоследствии стали докторами наук, профессорами. В диссертационных советах с начала их работы проведено 439 защит, из них 45 докторских, число сотрудников нашего предприятия, защитившихся в наших же советах, составляет 340 человек. Ряд докторов и кандидатов наук, из числа защитившихся в советах при «Истоке», являются руководителями научно-технических направлений отрасли или руководителями других организаций. Все они воспитанники научной школы Н.Д. Девяткова».

Председателем первого ученого совета при НИИ, который в 1950 году получил право принимать к защите кандидатские, а с 1963 года докторские диссертации, был утвержден Девятков Н.Д., ученым секретарем – к.т.н. Евтифеева Е.С. Присвоение совету права приема докторских диссертаций является свидетельством высоко принципиального научно-практического стиля работы возглавляемого Николаем Дмитриевичем коллектива ученых».

С конца 50-ых годов начинает тесно сотрудничать с Николаем Дмитриевичем к.т.н. Е.С. Евтифеева. Кем-то уже было подмечено, что многие сотрудники, кто поддерживал с академиком хорошие отношения, не старятся, как будто перенесли тайну долголетия от этого удивительного ученого

и человека. По рекомендации Николая Дмитриевича Е.С. Евтифеева начинает уникальные исследования по применению лазеров в области медицины. Помимо научной и производственной работы она активно участвует в общественно-научной деятельности предприятия. С 1953 года она секретарь физической секции НТС, а с 1962 года приказом назначается ученым секретарем ученого совета предприятия, председателем которого был Н.Д. Девятков. Этой важной и ответственной совместной работе с академиком она посвятила четверть века.

Е.С. Евтифееву на этом посту сменила к.ф.-м.н. Э.В. Поргорова. В 1986 году на «Истоке» было образовано два диссертационных совета, одним из которых руководил Н.Д. Девятков. Первое, что можно отметить в работе совета, это удивительно доброжелательная атмосфера, которую создавало безграничное уважение к Николаю Дмитриевичу членов совета. Все защиты проходили на высоком научном уровне и в спокойной рабочей обстановке. Возможно, поэтому за 13 лет работы совета в ящике для голосования не оказалось ни одного «черного шара». Наиболее хлопотно проходила защита кандидатской диссертации В. Иовдальского. Дело в том, что соискатель хотел непременно защищать «открытую» работу, тогда как наш совет принимал к рассмотрению только работы по «закрытой» тематике. Мы написали письмо в ВАК, но оттуда пришел отрицательный ответ: для «открытых» диссертаций по этой специальности есть много советов в ВУЗах и академических институтах. Между тем, соискатель стоял на своем. Тогда Николай Дмитриевич позвонил председателю ВАК академику Г. Месяцу. Из разговора можно было понять, что Г. Месяц не может отказать просьбе Н.Д. Девяткова и делает исключение, но это исключение будет в первый и последний раз. После этого разговора в ВАКе было дано разрешение на рассмотрение на совете «открытой» диссертации.

У Николая Дмитриевича было привлекательное качество, если к нему обращались за помощью, он здесь же соединялся по телефону с тем, от кого зависело решение вопроса, и мало, кто ему отказывал. Самые видные медицинские светила страны хорошо знали его. А поскольку Николай Дмитриевич был очень доброжелательный и внимательный человек, то многие сотрудники «Истока» сумели пройти лечение в лучших клиниках и институтах Москвы, благодаря личным просьбам академика к директорам этих учреждений. Причем Н.Д. Девятков помогал устроить на высшем уровне медицинскую помощь не только сотрудникам, но и их близким и родственникам. Практически все кандидаты и доктора наук «Истока» были прикреплены к Центральной республиканской больнице в Москве, где раз в год могли пройти качественное обследование и лечение. За этим тщательно следила лауреат Государственной премии СССР, кандидат технических наук Вера Владимировна Бакакина.

В заключение этого раздела несколько слов хотелось бы уделить приемной Н.Д. Девяткова и его секретарю с многолетним стажем совместной работы Кларе Васильевне Белоусовой. В приемной Генерального директора «Истока» среди посетителей всегда чувствовалось некое напряжение, что, в общем-то, и понятно. Напряженные планы, срывы поставок продукции и другие проблемы заставляли начальников подразделений перед походом к Генеральному сосредотачиваться, тщательно продумывать, что лучше сказать, а скорее, как по возможности, промолчать. Иная

обстановка царила в приемной академика. Сюда шли за советом, просьбой о помощи, зная, что академик внимательно выслушает и примет единственно верное решение. Огромная научная и научно-общественная деятельность Николая Дмитриевича приводила к тому, что в его приемной всегда было много посетителей. Клара Васильевна любила в меру поговорить, любила и послушать. Знала, кого пустить вперед, а кого придержать, но в целом сохраняла живую очередь. Наиболее частым посетителем был М.Б. Голант. С ним академик мог беседовать часами. Посетителям, да и самой Кларе Васильевне это не очень нравилось. Посетители желали быстрее решить свои вопросы, а Кларе Васильевне хотелось, чтобы Николай Дмитриевич принес пользу, как можно большему числу людей. Но, видимо, существовало негласное табу, поэтому многочасовое общение Н.Д. Девяткова и М.Б. Голанта прерывалось крайне редко. В то же время ожидание приема позволял молодым сотрудникам «на равных» пообщаться со светилами науки.

#### **Н.Д. Девятков – куратор совета молодых ученых и специалистов «Истока»**

За большую и плодотворную работу по воспитанию молодых ученых Николай Дмитриевич Девятков награжден Грамотой Центрального комитета ВЛКСМ.

Награда эта – не случайная. Академик Н.Д. Девятков курировал совет молодых ученых и специалистов (СМУС) «Истока» с момента его образования. Деятельность СМУС была многообразна и совет, по праву, пользовался признанием среди молодежи.

В конце 50-ых годов комсомольская организация «Истока» насчитывала более полутора тысяч комсомольцев, причем высокий процент среди них составляли дипломированные инженеры и молодые ученые. Для организации работы среди этой молодежи в октябре 1959 года был образован Совет молодых специалистов (СМС). Первым председателем СМС была избрана Н.Г. Отмахова, в последующем известный специалист в области технологии, кандидат технических наук, начальник лаборатории. В первое десятилетие председателями СМС избирались также Б.Н.Трусов (1963–65 гг.) и И.И. Сарафанов (1966–68 гг.). Работа СМС в этот период была направлена на проведение научно-технических конференций (НТК) молодых специалистов, помощь в обучении инженеров-стажеров, привлечение молодых ученых к учебе в аспирантуре и т.п.

Значительные изменения в деятельности СМС были связаны с Постановлением ЦК ВЛКСМ, Госкомитета по науке и технике, Президиума АН СССР и Министерства высшего и среднего специального образования СССР от 12 мая 1967 г. «О работе с научной молодежью», официально утвердившим полномочия Совета молодых исследователей и специалистов (СМИС). Понятие научной молодежи расширилось, к ним стали относить всех дипломированных инженеров и техников в возрасте до 33-х лет. Согласно Постановлению руководство над СМИС осуществляли главный инженер предприятия, заместитель директора предприятия по науке и комитет ВЛКСМ.

На отчетно-выборной конференции СМИС председателем Совета был избран И.М. Олихов, кандидат технических наук, в последующие годы начальник лаборатории, заместитель НИИ «Платан» по науке, доцент филиала МИРЭА при «Истоке». В мае 1968 года была проведена очередная НТК молодых специалистов. По итогам конференции был издан сборник докладов, а авторы лучших докладов были повышены

в окладе. В начале 1969 года СМИС провел конкурс научных работ молодых ученых, по результатам которого работы К. Симонова, В. Леймана и С. Зимина были представлены на соискание премии Ленинского комсомола. В этом же году на ВДНХ прошла Центральная выставка научно-технического творчества молодежи (НТТМ), на которой жюри высоко оценило творчество молодежи нашего предприятия. К. Симонов и Е. Покровский были удостоены серебряных медалей ВДНХ. В юбилейном 1970-ом году СМИС организовал выдвижение работ молодых сотрудников на различные премии и выставки. Работы молодых авторов Л. Сапожникова, Д. Колосовского, Г. Старшинова, Ю. Филянина, Ю. Смирнова были отмечены премией МК ВЛКСМ, МОС НТО и МОС ВОИР, экспонаты инженеров Э. Доминой и В. Шустовой – медалями ВДНХ, а сама Э. Домина – путевкой в Болгарию. Столь же благодатным для наших молодых ученых стал и следующий год. Премией МК ВЛКСМ, МОС НТО и МОС ВОИР были отмечены работы к.т.н. В. Бороденко, Н. Мальковой и Ю. Ермолаева.

К началу 1971 года на предприятии работало более тысячи специалистов в возрасте до 33-х лет. В середине года прошла отчетно-выборная конференция, на которой председателем СМИС был избран старший инженер С.В. Беляков. В 1972 году на 7-ой НТК молодых специалистов работало 5 секций по различным научно-техническим направлениям. В этом же году была проведена уникальная по масштабам выставка НТТМ, на которой было представлено 103 экспоната 130 авторов из 23-х подразделений предприятия.

Среди лауреатов выставки и конференции: Ю. Будзинский, А. Михальченков, В. Русаков, А. Кальфа, В. Левитин и другие. Ряд экспонатов были представлены на Центральной выставке НТТМ на ВДНХ, работа А. Шапошникова удостоена серебряной медали ВДНХ.

В конце 1973-го года на конференции молодых специалистов новым председателем совета молодых ученых и специалистов (СМУС) был избран В.И. Былкин, в настоящее время кандидат технических наук, лауреат Государственной премии СССР. В конце 1976 года была проведена НТК, на которой было заслушано 115 докладов 128 авторов из 32-х подразделений. Среди лауреатов: В. Масычев, А. Афанасьев, М. Трифонов, В. Рыбкин и многие другие.

На очередной конференции председателем СМУС был избран А.В. Трофимов, ныне главный контролер «Истока», кандидат технических наук. На Центральной выставке НТТМ-78 демонстрировались две работы молодых специалистов предприятия: «Комплексная установка для определения внутрижелудочной кислотности» и «Лазерная система автоматического управления органом землеройной машины». Большую работу СМУС проводил по организации комсомольско-молодежных творческих коллективов (КМТК). В 1980 году работали 8 КТМК, в состав которых входили 55 ИТР и 23 рабочих. По итогам соревнования между КТМК лучшим коллективом был признан КТМК «Электрон», руководимый Ю. Синьковым. Молодежь предприятия активно участвовала в новаторской деятельности. Ежегодно с участием молодых сотрудников подавалось 50-70 заявок на изобретения. СМУС совместно с патентным отделом (начальник О.Г. Рудин) и Советом ВОИР (председатель И.И. Метелкин) проводил соревнование среди новаторов.

В 1979 году впервые в истории предприятия молодые специалисты предприятия А. Балько, Н. Барскова, Н. Гусельников, А. Жерновенков, В. Кошелева и Т. Чулюкова стали лауреатами премии Ленинского комсомола в области науки и техники.

В 1978 году сотрудники «Истока» А.С. Тагер и А.И. Мельников совместно с В.М. Вальд – Перловым и Ю.К. Пожела получили Ленинскую премию за создание и исследование лавинно-пролетных диодов.

В октябре 1981 года была проведена отчетно-выборная конференция молодых специалистов. Совет в целом продолжил традиционные формы работы с научной молодежью. Регулярно проводились научно-технические конференции, выставки НТТМ, конкурсы научно-технических работ. Было увеличено число экспонатов, представляемых на Центральной выставке НТТМ на ВДНХ. В 1982 году впервые в истории предприятия молодому специалисту В. Паняеву была присуждена золотая медаль ВДНХ. Также впервые в истории предприятия молодые ученые были удостоены премии комсомола Подмосковья. Лауреатами премии МК ВЛКСМ, МОС НТО и МОС ВОИР стали А. Богданова, Т. Востокова, В. Гречишников, И. Евсеева, Р. Фасеева, А. Андрианов, Е. Карпухина. С 1982 года под руководством молодого специалиста И. Климачева начала работать школа молодого изобретателя.

Второй раз сотрудники предприятия стали лауреатами премии Ленинского комсомола, но уже по открытой тематике. Этого высокого звания были удостоены В. Афанасьев, М. Духновский, В. Гудков, С. Трусова. Все они работали в лаборатории доктора технических наук Г.А. Крысова. И вновь огромную помощь оказывал академик Н.Д. Девятков.

В этот период СМУС организовал творческие встречи «фрязинцев» с гроссмейстером, экс-чемпионом мира по шахматам, доктором технических наук М.М. Ботвинником (1981 г.), заслуженным тренером СССР, заслуженным мастером спорта Г.Д. Качалиным (1983 г.) и заслуженным мастером спорта С.С. Сальниковым (1982 г.), провел вечера, посвященные Б. Пастернаку и К. Симонову. С большим успехом в ДК «Исток» прошла встреча молодежи с Героем Социалистического Труда академиком Н.Д. Девятковым.

В 1983 году Совет молодых ученых и специалистов «Истока» выдвигался на соискание премии Ленинского комсомола...

На протяжении последующих лет СМУС столь же успешно возглавляли М. Надеев, В. Криворучко, В. Плеханов.

Особая признательность Н.Д. Девяткову от всех любителей спорта за то, что он был одним из инициаторов и участников создания теннисного корта в городе, активным игроком. Об этом Р.М. Мамедли упоминал в 1991 году в подробных статьях в газете «За передовую науку» по истории фрязинского тенниса в связи с юбилейным турниром. Об этой роли Николая Дмитриевича можно было также узнать из заметки в популярном спортивном журнале «Теннис +», опубликованном в 1995 году.

Незадолго до смерти Н.Д. Девятков провел, как оказалось, последний диссертационный совет. Внешне он ничем не отличался от всех предыдущих советов, и сам Николай Дмитриевич выглядел бодро. Единственное, что, когда члены совета начали задавать соискателю вопросы, Николай Дмитриевич обратился со словами: «Зрительно помню всех, а вот как звать, забыл. Вы мне, пожалуйста, напоминайте мне, как кого звать».

На встрече с молодыми специалистами предприятия, отвечая на вопрос: «В чем Вы видите секрет своего научного долголетия», Николай Дмитриевич сказал, что помогал и помогает ему в этом труд, причем труд творческий; именно он исцеляет от всех болезней и придает дополнительные силы и энергию.

## ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОНИКИ В МЕДИЦИНЕ И БИОЛОГИИ

Проводится обзор работ специалистов «Истока» в области использования достижений лазерного и СВЧ-приборостроения и технологии в медицине и биологии. Основной вклад «Истока» – родоначальника этого направления в стране – состоит в применении газовых лазеров в хирургии и терапии и нетеплового электромагнитного излучения миллиметрового диапазона для эффективного терапевтического лечения ряда болезней путем повышения иммунологических способностей организма, использовании гипертермического нагрева опухолей онкологического и неонкологического происхождения с помощью СВЧ-энергии для их разрушения, создании гаммы устройств, начиная от совершенных рН-датчиков желудка до оснащенных индивидуальными ЭВМ-установок для функциональной диагностики желудочно-кишечного тракта, тепловизионной диагностической аппаратуры, установок для облучения семян с целью повышения урожайности сельскохозяйственных культур. Медицинские установки «Истока» широко внедрены в практику и доказали свою высокую эффективность.

### Введение

50-летний юбилей «Истока» – хороший повод для обзора работ в области применения электроники в медицине и биологии, выполненных за 30 лет специалистами предприятия совместно с медиками и биологами страны. Это направление на всех этапах развития основывалось на достижениях отечественной электроники.

Базой для разработки медицинской аппаратуры различного назначения явились такие достижения приборостроения «Истока», как создание первых промышленных образцов низко- и высокоэнергетических газоразрядных лазеров, ламп обратной волны (ЛОВ), перекрывающих весь мм-диапазон длин волн, мощных СВЧ-приборов в различных участках дециметрового диапазона, разработка приемников на антимоноидеиндия с высокой чувствительностью в диапазоне 5... 6 мкм.

Успехи приборостроения «Истока» базировались и на уникальной технологии. Устройства для высокоэффективной очистки воздуха в рабочих помещениях, методы электроэрозийной обработки материалов, технологические металлокерамических сплавов, технологические процессы создания монолитных приборов и устройств позволили разработать эффективные установки и приборы медицинского назначения. Так, методы очистки воздуха в производственных помещениях были использованы для создания высокостерильных операционных с большой кратностью обмена, очищенного специальными фильтрами воздуха. Были разработаны рециркуляционные установки для перевязочных, в которых также необходимо обеспечивать высокую стерильность окружающей среды (П.И. Морозов, В.А. Бродский, М.В. Гольц). На основе технологии обработки сурьмы электроэрозийным методом и металлокерамической технологии были разработаны оригинальные датчики рН для исследования кислотности желудочно-кишечного тракта (Н.Д. Девятков, С.А. Новоселец).

Технологические методы изготовления полупроводниковых интегральных приборов послужили основой для создания датчиков давления (А.Р. Лепорский). Разработаны слуховые аппараты (В.Н. Батыгин, А.Н. Григорьев).

Был создан локальный облучатель на основе ксеноновой лампы, который позволяет проводить облучение любых труднодоступных участков тела человека через кварцевые световоды. Диапазон излучения – ультрафиолетовая, видимая и инфракрасная части спектра (Н.С. Макеева, Б.Е. Маханек). Ведется дальнейшая работа по модернизации самого излучателя и световодного инструмента.

Значительная часть исследований была посвящена использованию когерентного электромагнитного излучения. Развились три широких направления: лазерное, миллиметровое и направление электромагнитной гипертермии, использующее дискретные частоты дециметрового и метрового диапазонов длин волн.

### Применение лазеров

Первые работы, направленные на изыскание возможности применения лазеров в медицине, были посвящены использованию гелий-неоновых лазеров с длиной волны 0,63 мкм. Для решения вопроса о возможности применения в клинической практике лазерного излучения малой интенсивности совместно с Центральной научно-исследовательской лабораторией 1-го Московского медицинского института им. И.М. Сеченова, Центральным институтом травматологии и ортопедии, Центральным институтом курортологии и физиотерапии был проведен большой объем экспериментальных работ как на клеточном, так и на тканевом уровнях. Эти исследования свидетельствовали об ускорении процесса регенерации в тканях, подвергшихся облучению. Изучение белкового, липидного, углеводного и ферментативного обменов у животных показало, что лазерное излучение малой мощности (1...5 мВт/см<sup>2</sup>) активизирует ряд ферментов, что и приводит к усилению обменных процессов в организме.

Работы, проведенные на клеточном уровне, также подтвердили, что лазерное излучение обладает стимулирующим действием. Было установлено, что в определенных режимах лазерное излучение малой мощности способствует повышению энергии митохондрий и тем самым всего клеточного метаболизма при отсутствии повреждающего действия на нормальные ткани (Н.С. Макеева, В.В. Щур и др.). На основе этих работ совместно с врачами было принято решение о целесообразности применения гелий-неоновых лазеров в лечебных целях. В 1972 году было получено разрешение Минздрава на применение излучения гелий-неонового лазера малой мощности в терапии.

На базе лазера типа ОКГ-12 были созданы лабораторные образцы установок (Н.С. Макеева). Их испытания и выявление заболеваний, для которых лазерное излучение являлось эффективным средством лечения, проводились совместно с ведущими клиниками страны.

На основе результатов испытаний была разработана промышленная установка «Ягода» (В.П. Беляев, Н.И. Степанищева), переданная в серийное производство на электроламповый завод в г. Дятьково Брянской области. Там установка при участии Н.И. Степанищевой и В.В. Зубова была модернизирована и сейчас выпускается в крупносерийном производстве под названием УЛФ-01 (рисунок 1).

Кроме того, на основе гелий-неонового лазера ОКГ-13 была разработана малогабаритная терапевтическая установка ЛТМ-01 (Н.С. Макеева, Г.В. Боярских) для применения в стоматологии. Серийный выпуск этой установки также производится в г. Дятькове.

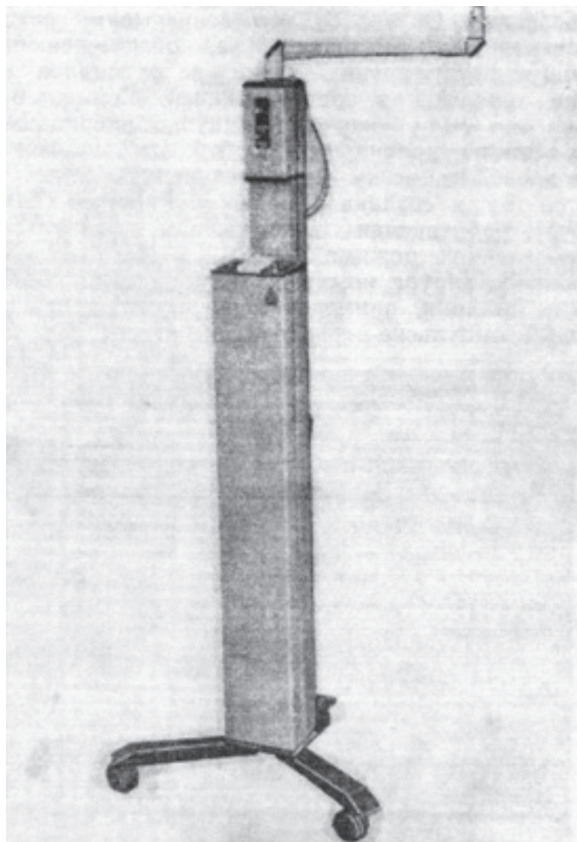


Рисунок 1 – Терапевтическая установка УЛФ-01

Использовать ОКГ-13 для лазеропунктуры было предложено в 1972 году Н.Д. Девятковым. В 1973–1974 годах были созданы первые установки для воздействия низкоэнергетическим лазерным лучом на точки акупунктуры (Е.С. Евтифеева). С 1975 года по разрешению Минздрава СССР испытания созданного прибора проходили в неврологическом отделении клинической больницы им. С.П. Боткина. Достигнутый лечебный эффект позволил продолжить работу по дальнейшему развитию метода лазеропунктуры в ряде клиник страны. Совершенствовалась и лазеропунктурная аппаратура. Применение импульсно-частотной модуляции способствовало значительному повышению эффективности лечебного процесса. Было также установлено, что открытый лазерный луч, не пропущенный через световодное волокно, действует более эффективно (Е.С. Евтифеева).

Разработка высокоэнергетических лазеров на  $\text{CO}_2$  ( $\lambda = 10,6$  мкм) началась в «Истоке» в 60-х годах. Достаточно высокая когерентность излучения при мощности луча в десятки ватт позволяла получить острую фокусировку с большой удельной плотностью в пятне очень малого диаметра (десятые доли миллиметра). В 1965 году впервые в стране этот высокоаэсептический «режущий инструмент»

было решено (Н.Д. Девятков, В.П. Беляев) применить в медицинской хирургической практике. Проф. С.Д. Плетневым в Московском научно-исследовательском онкологическом институте им. П.А. Герцена был проведен большой цикл работ. В экспериментах на животных изучались механизмы резания биологических тканей и вырабатывались методики для перехода к операциям на человеке. В то же время совершенствовалась хирургическая лазерная аппаратура (В.П. Беляев и др.). Было разработано несколько модификаций лазерных хирургических установок на  $\text{CO}_2$ -лазерах, на которых в ряде клиник проводились хирургические операции.

По мере накопления опыта применения хирургических установок росли и медико-технические требования. Оказалось, что непрерывный режим генерирования лазерного луча, обеспечивающий хорошую резку мягких тканей, не оптимален для резки хрящевой и костной тканей. Совместно с хирургами были изучены импульсно-периодические режимы, правильный подбор которых позволил проводить резку без обугливания хрящей и костей. Была создана установка «Рябина» (В.С. Голов), работающая в постоянном и импульсно-периодических режимах (рисунок 2). Используя эту установку, хирург может по ходу операции менять режим резания, применяя непрерывный или выбранный импульсно-периодический режим.

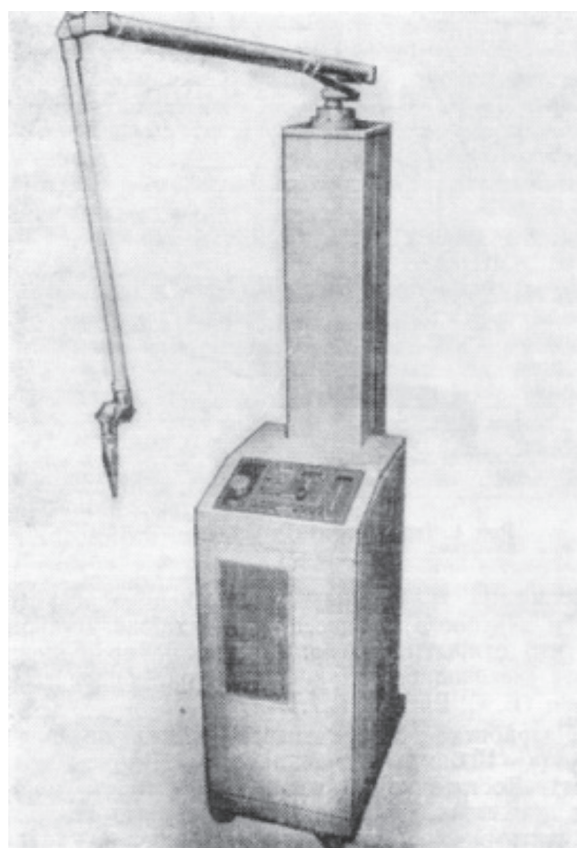


Рисунок 2 – Хирургическая лазерная установка «Рябина»

На основе импульсного  $\text{CO}_2$ -лазера с энергией излучения импульса до 1,5 Дж и максимальной частотой повторения импульсов до 2 Гц была разработана установка

«Янус» (В.С. Алейников, Н.Ф. Бондаренко). Ее назначение – послойное удаление биотканей повышенной плотности с уменьшенным содержанием воды; подавление вирусной активности на поверхности органов; косметические операции.

Значительный интерес представляют лазерные хирургические установки с излучателями на СО с длиной волны 5...6 мкм. Эксперименты на животных, проведенные С.Д. Плетневым и В.И. Масычевым, показали, что использование таких излучений позволяет проводить резание тканей на большую глубину и при меньших мощностях в луче, чем при использовании СО<sub>2</sub>-лазеров. При этом значительно лучше коагулируются крупные сосуды, что обеспечивает бескровность операций. Физико-биологические процессы подлежат дальнейшему исследованию. В настоящее время разрабатываются установки на уровни выходной мощности 5 и 20 Вт (В.И. Масычев).

На разработанных в «Истоке» лазерах на парах меди была создана медицинская установка «Янтарь» (В.С. Алейников, В.И. Масычев), предназначенная для хирургического и терапевтического воздействия импульсным излучением видимого диапазона спектра (зеленая и желтая линии, длины волн 510,6 и 578,2 нм) (рисунок 3). Передача лазерного излучения во внутренние органы и полости организма обеспечивается гибким кварцевым световодом. Световод используется совместно с катетерами, эндоскопами, лапароскопами, полыми иглами. Области применения: оториноларингология, сосудистая хирургия, гинекология, проктология, урология и др.

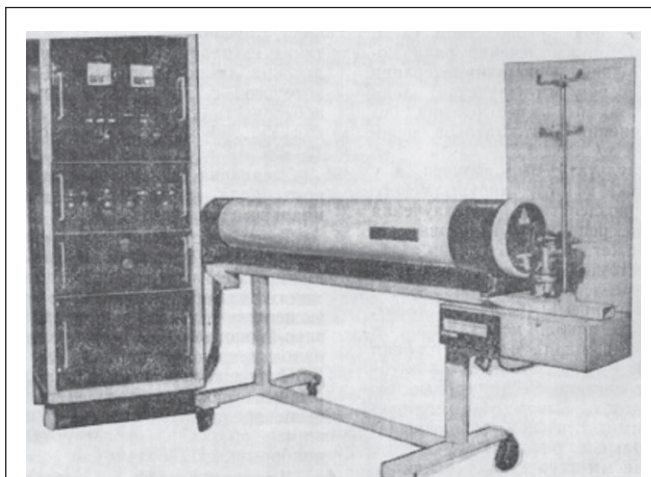


Рисунок 3 – «Янтарь» – лазерная установка для хирургии и терапии

Лазер на парах меди, дополненный лазером-преобразователем на растворах красителей, позволяет получить мощное когерентное излучение, перестраиваемое в желто-красной части спектра. На базе такого комплекса в «Истоке» была создана установка «Яхрома» (А.В. Армицев), необходимая, в первую очередь, для реализации нового метода, применяемого в онкологии, – фотодинамической терапии, т.е. облучения опухоли с определенной длиной волны, соответствующей поглощательной способности фотосенсибилизатора, введенного в организм, что обеспечивает ее избирательный некроз, имеющий фотодинамическую природу.

Лазерное излучение канализируется через световод со средней мощностью порядка нескольких ватт. Первые положительные клинические результаты были получены в ведущих клиниках страны. В «Истоке» продолжается совершенствование лазерной аппаратуры для фотодинамического метода.

### Применение электромагнитного излучения мм-диапазона длин волн

В 60-е годы в ГНПП «Исток» были проведены работы по созданию ЛОВ-генераторов когерентных электромагнитных колебаний мм-диапазона длин волн. Известно, что электромагнитные колебания мм-участка спектра активно поглощаются атмосферой, особенно парами воды. Поэтому все живое на Земле не подвержено воздействию энергии этого диапазона и соответственно не адаптировано к этому виду излучения. Было высказано предположение о возможности специфического действия электромагнитного излучения мм-диапазона длин волн на биологические структуры и организмы (Н.Д. Девятков, М.Б. Голант).

Исследования в этом направлении начались в 1965 году. К работам был привлечен ряд биологических и медицинских организаций. Предстояло выяснить, оказывают ли излучения мм-диапазона влияние на жизнедеятельность микроорганизмов, животных, человека, в чем оно проявляется, каковы закономерности этого воздействия и одинаковы ли они для всех видов живых организмов. В «Истоке» были разработаны широкополосные установки на ЛОВ для облучения экспериментальных животных и для воздействия на суспензии микроорганизмов.

Первые исследования по воздействию излучения на животных проводились в «Истоке» (М.Б. Голант, Р.Л. Виленская) совместно с лабораторией Всесоюзного онкологического центра (Л.А. Севостьянова). Эксперименты показали, что воздействие на кожу животных в области бедра при определенной длине волны уменьшает поражение костно-мозгового кроветворения от последующего воздействия рентгеновского излучения, т.е. наблюдается так называемый протекторный эффект. Был получен также очень важный результат: при комбинированном воздействии рентгеновского облучения или химиотерапевтических препаратов с низкоинтенсивным мм-облучением лейкоциты периферической крови меньше погибали и быстрее восстанавливались.

При изучении воздействия мм-излучения на простейшие микроорганизмы были выявлены следующие общие закономерности: биологический эффект воздействия, как правило, строго зависит от длины волны излучения; ширина полосы, в которой наблюдается эффект, примерно равна  $10^{-3}$ ...  $10^{-4}$  средней частоты; биологический эффект зависит от времени облучения до определенного предела; зависимость биологического эффекта от мощности носит пороговый характер.

Были проведены многочисленные исследования на различных биологических структурах: микробах, бактериях, дрожжевых клетках, ферментах, клетках крови и др. Важнейшие результаты исследований следующие:

– воздействие на кишечную палочку на определенной длине волны мм-диапазона изменяет синтез колицина в 2–2,5 раза (Л.З. Смоленская, Р.А. Виленская);

– воздействие мм-излучения на такие бактерии, как дифтерийная палочка и золотистый стафилококк, приводит к изменению их жизнедеятельности. С помощью этого воздействия можно добиться изменения патогенности этих бактерий (С.Е. Манойлов, Э.Б. Базанова, А.К. Брюхова);

– подбирая соответствующую длину волны и режимы облучения микроорганизмов большей степени сложности (дрожжи, грибы), можно увеличивать или уменьшать их ферментативную активность, скорость роста, обменные процессы (Т.Б. Реброва, Э.Б. Базанова, А.К. Брюхова);

– качество пивоваренных дрожжей удалось улучшить, активизировав процесс брожения и уменьшив выделение диацетила (М.Б. Голант, В.С. Исаева).

В совместных работах со Всесоюзным онкологическим центром были получены важные результаты по торможению роста опухоли у животных при определенных чередованиях мм-излучения с действием рентгеновского излучения и химиопрепаратов. Полученные экспериментальные данные позволили начать отработку клинических методик лечения некоторых онкологических заболеваний с помощью комбинации введения химиопрепаратов и воздействия мм-волн низких интенсивностей (Л.А. Севастьянова, М.Б. Голант, Т.Б. Реброва, Э.С. Зубенкова). Значительный объем работ по применению мм-волн в онкологии был выполнен в институте им. Герцена под руководством С.Д. Плетнева. Созданная методика лечения рака молочной железы с применением полихимиотерапии в сочетании с воздействием мм-излучения дала возможность провести полный курс лечения без дополнительного применения цитостатиков, переливания лейкомазсы и т.д.

Положительный результат был получен и у больных меланомой кожи. После хирургического удаления меланомы воздействие мм-излучения предупреждает развитие рецидивов и возникновение метастаз. Это может быть объяснено активизацией иммунной системы, которая в подобных случаях способствует усилению естественной противораковой защиты организма (С.Д. Плетнев). В результате большого цикла исследований к аналогичным выводам пришли одесские врачи В.Н. Запорожан и О.Р. Хаит. В одной из опубликованных ими работ сказано: «Полученные результаты позволяют сделать вывод об иммунорегуляторном влиянии мм-излучения в послеоперационном периоде у больных раком тела матки».

Широкое применение мм-излучения в медицине началось после разработки в «Истоке» специальных установок типа «Явь-1» (М.Б. Голант, Ю.В. Дедик) и их серийного выпуска. «Явь-1» (рисунок 4) предназначена для лечения облучением нетепловой интенсивности на фиксированных частотах крайне высокочастотного (КВЧ) диапазона. Природа действия КВЧ-излучения определяется тем, что клетки живого организма сами вырабатывают аналогичные КВЧ-сигналы для восстановления органических и функциональных нарушений или для приспособления к изменившимся условиям существования. Вследствие перенесенных заболеваний или в связи с возрастом выработка таких сигналов в организме нарушается или недопустимо замедляется, и их недостаток может быть восполнен использованием сигналов от внешнего источника. Установки «Явь-1» являются генераторами таких сигналов. В качестве источника энергии облучения используется ЛПД-генератор, излучение которого с помощью рупора

направляется на поверхность тела больного. Длительность облучения 15... 60 мин, общее количество сеансов – 10–20.

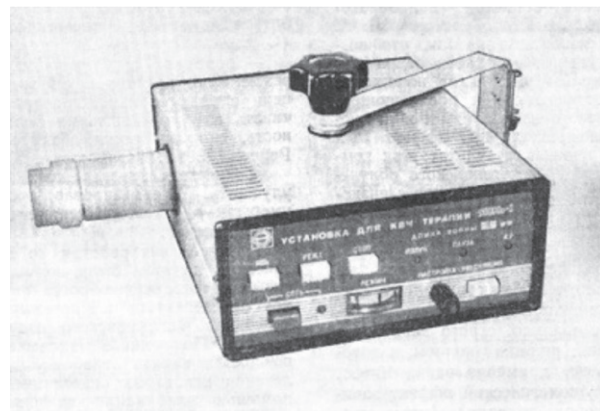


Рисунок 4 – «Явь-1» — терапевтическая установка для облучения электромагнитной энергией КВЧ-диапазона нетепловой интенсивности

Установка выполнена в виде переносного единого блока, который может закрепляться на специальном штативе.

Теоретическое рассмотрение взаимодействия внешних КВЧ-сигналов с сигналами, вырабатываемыми клетками организма при различных состояниях жизнедеятельности, и большое количество экспериментальных работ для подтверждения физико-биологического механизма действия КВЧ-сигналов привели к дальнейшему совершенствованию КВЧ-терапевтической аппаратуры. Кроме непрерывных режимов воздействия КВЧ-излучением были предложены так называемые «дробные режимы» облучения и разработаны соответствующие приборы (М.Б. Голант).

Для определения оптимальной длины волны облучения для конкретного больного был предложен метод КВЧ-диагностики (М.Б. Голант). В настоящее время заканчивается разработка комплекса аппаратуры для КВЧ-диагностики и специальной многочастотной аппаратуры для КВЧ-терапии.

Точного и общепринятого биофизического обоснования процессов, происходящих в живых организмах и приводящих к нормализации гомеостаза при воздействии на организм мм-излучения, пока еще нет. Есть несколько гипотез, высказанных рядом ученых. Здесь мы кратко приведем только одно из объяснений, опубликованное в различных статьях М.Б. Голанта.

При КВЧ-терапии на живые организмы воздействуют электромагнитными волнами, длины которых в открытом пространстве примерно равны миллиметру. В то же время, как показали многочисленные эксперименты, КВЧ-воздействия активно влияют на функционирование клеток, линейные размеры которых примерно равны 10 мкм, причем характер влияния зависит от мельчайших изменений формы клеток. Естественно, на характере влияния волн с длинами порядка миллиметра не могли бы существенно сказаться малые изменения форм, на несколько порядков меньших по размерам объектов воздействия (клеток). Следовательно, в организме электромагнитные волны преобразуются в значительно более короткие. Это так

называемые акустоэлектрические волны, в которых имеет место периодическое преобразование энергии электрического поля в энергию упругих деформаций и наоборот. Длина этих волн приблизительно в миллион раз короче длин электромагнитных волн той же частоты в открытом пространстве.

Каким же образом осуществляется преобразование электромагнитных волн в свободном пространстве в акустоэлектрические волны в организме (в клеточных мембранах) и обратно? Такое преобразование происходит в ходе взаимодействия белковых молекул, имеющих частоты дипольных колебаний, равные частоте электрических колебаний в клеточных мембранах, с полем акустоэлектрических волн в мембранах.

Теоретические и экспериментальные исследования показали, что в результате такого взаимодействия на клеточных мембранах формируются периодические структуры, состоящие из конгломератов белковых молекул; причем расстояния между последовательно расположенными элементами образующихся на мембранах структур равняются длине акустоэлектрических волн в мембране.

Сформированные на мембранах белковые структуры обеспечивают генерацию клетками акустоэлектрических колебаний, которые управляют процессами восстановления формы и функционирования клеток, то есть приводят к восстановлению гомеостаза.

Таким образом, можно сказать, что лечебный эффект достигается благодаря восстановлению собственной системы организма, управляющей процессами восстановления и поддержания нормальной жизнедеятельности.

Метод КВЧ-терапии нашел широкое применение в практической медицине. Он используется для лечения язв желудка и 12-перстной кишки, трофических язв, травм мягких и костных тканей, стенокардии, гипертонии, анемии, пиелонефрита, пародонтоза и многих других болезней. Использование мм-излучения устраняет побочные следствия химио- и радиационной терапии в онкологии, снижает вероятность появления метастаз, «увеличивает сроки между рецидивами болезни, устраняет послехирургические осложнения». С целью быстрого внедрения КВЧ-терапии в практическое здравоохранение создана Медико-техническая ассоциация (генеральный директор О.В. Бецкий). При ассоциации работает хозрасчетный научно-методический центр по пропаганде метода КВЧ-терапии и обучению врачей работе с КВЧ-аппаратурой в условиях клиники. За последние три года прошли обучение более 300 врачей. На территории бывшего СССР создано около 100 лечебных центров КВЧ-терапии, в которых работают врачи, прошедшие обучение на курсах ассоциации.

### **Электромагнитная гипертермия при лечении онкологических и неонкологических заболеваний**

Исследованиями ряда зарубежных (фон Ардене) и советских (Н.Н. Александров и др.) ученых было установлено, что перегрев (гипертермия) популяций злокачественных клеток резко увеличивает вероятность их гибели при воздействии лучевой и химиотерапии. Для нагрева больного применялся «водяной» метод. Больного помещали в специальную ванну и с помощью водоструйных устройств, размещенных над пациентом, обливали нагретой водой.

Температура тела должна была повыситься до 42 ...43°C. Такая процедура продолжалась около 6 ч при общем наркозе больного. Голова охлаждалась специальным шлемом.

Было предложено осуществлять гипертермию при помощи электромагнитных полей сверхвысоких частот. При этом способе опухоль будет прогреваться во всем объеме без применения воды. Регулируя мощность СВЧ-генератора, можно нагревать опухоль до необходимых температур, причем при использовании специальных излучателей нагрев может быть произведен локально в области опухоли. Эффективность такого нагрева обусловлена тем, что тепловая энергия выделяется в самих тканях, а не подводится конвективно снаружи. Тем самым, исключается перегрев кожного покрова и приповерхностных тканей, существенно осложняющий процедуру лечения.

Профессор Н.Н. Александров (видный онколог, тогда директор научно-исследовательского института онкологии и медицинской радиологии в Минске) предложенный метод одобрил. Впервые СВЧ-нагрев при лечении онкологических заболеваний был применен им в 1968 году с помощью аппаратуры, разработанной в «Истоке» коллективом сотрудников под руководством Э.А. Гельвича. Отличие гипертермического нагрева от физиотерапевтического (диатермия) состоит в том, что гипертермический нагрев опухолевой ткани должен быть локализован и проводиться при температуре не ниже 41,5... 42°C. При этом нагрев окружающих здоровых тканей не должен достигать температуры, близкой к температуре денатурации белка (45°C). Столь узкая зона температур в ограниченном объеме в тканях требует, с одной стороны, введения в гипертермические СВЧ- и ВЧ-установки системы автоматической обратной связи для поддержания температуры во времени, с другой, специальных конструкций излучателей электромагнитной энергии для объемной концентрации поля. Серьезной проблемой является также измерение абсолютного значения температуры тканей в условиях мощного электромагнитного излучения. Для лечения опухолей различной глубины залегания необходимо использовать различные частоты колебаний электромагнитного излучения: от 2450 МГц для поверхностных опухолей до 13,56 МГц для общего нагрева всего организма (генерализованные опухолевые процессы).

Первая специализированная установка, работавшая на частоте 2450 МГц и предназначенная для гипертермии опухолей кожи и подкожных новообразований, была создана в 1970 году. Она получила название «Яхта-2» (Э.А. Гельвич, И.Б. Давыдова, В.В. Кириллов, В.Н. Мазохин). Был разработан набор излучателей различных типоразмеров, позволивший подбирать оптимальные условия локального нагрева опухоли до гипертермической температуры без перегрева окружающих здоровых тканей. Существенной особенностью излучателей являлась жесткая поляризация излучаемого СВЧ-поля, позволившая обеспечить высокую абсолютную точность измерения температуры в электромагнитном поле большой напряженности. Были также созданы специальные термодатчики.

Для этой установки был разработан оригинальный магнетрон, способный работать по безвыпрямительной схеме питания (И.В. Соколов).

Первые же клинические испытания установок «Яхта-2», которые не имели к тому времени аналогов в мировой технике и медицине, показали высокую эффективность

метода локальной электромагнитной СВЧ-гипертермии. Одновременно был выявлен существенный недостаток установки: малая глубина прогрева, обусловленная высокой рабочей частотой установки (2450 МГц). Стало ясно, что для увеличения эффективности метода необходим переход к более низким частотам для увеличения глубины гипертермического прогрева и поиск способов увеличения однородности нагрева по глубине.

В результате цикла теоретических и экспериментальных работ, включая эксперименты на животных и клинические исследования, были разработаны более длинноволновые установки: «Яхта-3», «Яхта-4», «Яхта-4М» и «Яхта-5».

«Яхта-3» – гипертермическая установка, работающая на частоте 915 МГц (В.Н. Мазохин). Основным ее отличием, помимо диапазона частот, было применение принципиально нового типа контактных полосковых излучателей (Д.Н. Колмаков, Ю.С. Кудрявцев), обладающих существенно большим КПД передачи электромагнитной энергии в организм, значительно меньшей массой и, что особенно важно, обеспечивающих эффективное охлаждение кожного покрова нагреваемого участка тела. «Яхта-3» позволила существенно увеличить глубину гипертермического прогрева тканей, одновременно обеспечив более высокую его однородность. Благодаря высоким эксплуатационным характеристикам установка завоевала широкое признание врачей и нашла применение в клиниках Москвы, Минска, Киева, Нижнего Новгорода, Кишинева, Ташкента, Барнаула, Баку и многих других городов.

Качественный скачок в разработках гипертермических установок был достигнут при создании установок «Яхта-4» и «Яхта-4М» (В.Н. Мазохин) (рисунок 5). Их рабочая частота – 433,92 МГц – предопределила возможность достижения глубокого прогрева.

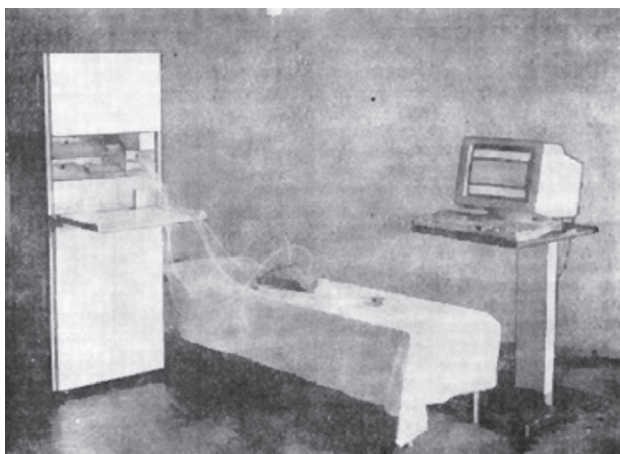


Рисунок 5 – «Яхта-4» – установка для гипертермического нагрева при лечении онкологических болезней

Принципиально новым решением в «Яхте-4» явилось создание гибких наружных излучателей различных типоразмеров (Д.Н. Колмаков, Ю.С. Кудрявцев). Экспериментальные и теоретические исследования еще раз подтвердили плодотворность применения в гипертермии полосковых излучателей. По характеристикам и удобству применения

гибкие полосковые излучатели превосходят все известные типы излучателей для локальной гипертермии.

Клинические испытания «Яхты-4» подтвердили ее эффективность при гипертермии опухолей различной локализации, в том числе и внутренних органов. Стремление существенно повысить эффективность и удобство эксплуатации привело к созданию современной гипертермической установки «Яхта-4М», полностью управляемой персональной ЭВМ и оснащенной консультационной программой, позволяющей врачу выбрать гипертермический режим, приближенный к оптимальному. Кроме того, на табло ЭВМ врач может в любой момент получить истинную картину распределения температур в восемнадцати точках нагреваемого объема тканей и объективную картину распределения температур по глубине, что является одним из важнейших параметров гипертермической процедуры. Кроме установок для локальной гипертермии, была разработана установка для общей электромагнитной гипертермии тела «Яхта-5» с рабочей частотой электромагнитного поля – 13,56 МГц (В.Н. Мазохин). Главная задача разработки состояла в том, чтобы найти эффективный излучатель, который обеспечивал бы высокий КПД передачи электромагнитной энергии в тело без создания точек, в которых нагрев достигал бы недопустимой величины, приводя к появлению сильных ожогов. Решению этой проблемы способствовал огромный объем работы, связанной не только с поиском оптимального типа и конструкции излучателя, но и с исследованием воздействия создаваемых им электромагнитных полей на функциональные параметры важнейших органов: сердца, спинного мозга, печени и др. Необходимо было установить, какая часть тела должна быть подвергнута воздействию электромагнитного поля, чтобы обеспечить подъем температуры во всем теле до требуемой температуры (40,5... 42°C) без нарушения нормального функционирования организма.

Был найден и создан оптимальный тип излучателя – емкостный копланарный. Помещенный под спину больного, он обеспечивал параметры и режимы процедуры общей гипертермии (Д.Н. Колмаков). Для предупреждения перегрева кожи спины и слоя подкожного жира больной помещался на водяной матрас с проточной водой регулируемой температуры, под которым располагался копланарный излучатель. Охлаждение головы больного обеспечивалось типовой установкой «Холод», применяемой при гипотермических процедурах. Выходная мощность «Яхты-5» – 800 Вт, питание обеспечивается ламповым генератором.

Помимо общего нагрева «Яхта-5» позволяет проводить дополнительный региональный нагрев в процессе общей гипертермии или независимо от него. Региональный нагрев производится на частоте 40,68 МГц с помощью оригинальных высокоэффективных индуктивных или емкостных контактных излучателей (Д.Н. Колмаков, Ю.С. Кудрявцев). Клиническая практика подтвердила значительное преимущество общего электромагнитного нагрева при генерализованных формах заболевания перед известными в мировой практике методами и лечебной аппаратурой для общей гипертермии.

В ходе клинических испытаний установок «Яхта-3» и «Яхта-4» была выявлена возможность, а затем разработаны и внедрены в клинику методики лечения неонкологических заболеваний: воспаления легких, пиелонефритов,

доброкачественных заболеваний предстательной железы и ряда других. Начало этим работам было положено в НИИ медицинской радиологии (О.К. Курпешев, г. Обнинск). Существенно, что при лечении неонкологических заболеваний СВЧ-гипертермия становится основным терапевтическим средством, в то время как при лечении онкологических заболеваний она лишь усиливает действия радио- и химиотерапевтических средств и хирургического лечения. Это обстоятельство является особенно существенным, когда фармакологическое лечение вызывает аллергическую реакцию. Чрезвычайно широко распространены, например, так называемые «доброкачественные» заболевания предстательной железы: аденомы и простатиты, для лечения которых создается специализированная установка «Простатерм». В «Простатерме» будут предусмотрены ректальный и уретральный нагревы предстательной железы через соответствующие внутриполосные излучатели на частоте 433,9 МГц.

### Аппаратура для функциональной диагностики желудочно-кишечного тракта

Предложенные 2- и 3-канальный методы внутрижелудочной pH-метрии (определения кислотности) дают возможность регистрировать динамику изменения pH сразу в двух или трех зонах желудка. При этом определяется взаимодействие между факторами агрессии и защиты, выявляются механизмы развития патологического процесса в органах верхнего отдела брюшной полости. Это, в свою очередь, позволяет выбрать оптимальный с точки зрения физиологии метод лечения, что приводит к ускорению процесса выздоровления и значительно повышает эффективность лечения.

Принцип действия зондов (первичных преобразователей) основан на преобразовании химического параметра среды (pH) в электрический сигнал постоянного тока с фиксацией полученных данных на специальных регистрирующих устройствах. В «Истоке» разработаны зонды двух типов.

Сурьмяно-каломелевый зонд (Н.Д. Девятков, С.А. Новоселец) представляет собой резиновую трубку диаметром 2...5 мм, на дистальном конце которой в специальной керамической капсуле расположен каломелевый электрод сравнения. В качестве измерительных электродов используются сурьмяные кольца, расположенные от дистального конца на определенных расстояниях, обусловленных анатомическими особенностями желудка. Для взрослых и детей эти расстояния разные.

Второй тип зонда, разработанный в последние годы (Н.Д. Девятков, В.Н. Калужный), отличается от первого тем, что состоит из рентгеноконтрастной полимерной трубки, на дистальном конце которой расположен хлорсеребряный электрод сравнения. В качестве измерительного электрода используется сурьмяное кольцо.

Для обработки информации, получаемой от pH-зондов, была создана аппаратура различной сложности: «Гастротест» – стационарный микропроцессорный прибор; «Гастроскан» (рисунок 6) – стационарная компьютерная

система на базе персональной ЭВМ (В.Н. Калужный, Л.Е. Мишулин).

В некоторых случаях при лечении язвы желудка вместо резекции используется органосохранная операция (селективно-проксимальная ваготомия). Для ее аппаратного оснащения были разработаны специальный интероперационный pH-зонд и прибор АГМИ-01 для индикации хода и результатов операции (С.А. Новоселец, А.Г. Самусев).

### Тепловизионная аппаратура

В 1968 году на «Истоке» под руководством А.Г. Жукова были начаты разработки тепловизионной аппаратуры, предназначенной для медицинского применения.

Тепловизоры позволяют наблюдать распределение температуры на поверхности нагретого объекта, в частности, тела человека. По рисунку температурного поля и распределению в нем температур можно диагностировать ряд заболеваний, в частности, онкологических, артрологических, сосудистых и др. Инфракрасное излучение тела с температурой 36,6° С лежит в области длин волн 5...20 мкм и производится только поверхностным слоем тела. Ранее считалось, что термограммы, получаемые с помощью тепловизора, позволяют судить о патологии только в тех тканях и органах, которые примыкают к поверхности тела. Однако позже было установлено, что рефлекторно, через нервную и кровеносную системы, поверхностные температурные поля косвенно связаны с патологией внутренних органов. Тепловидение стало источником достаточно обширной информации о состоянии здоровья пациентов.

Когда в «Истоке» начались работы в области тепловидения, в стране этими вопросами занимались только во Всесоюзном электротехническом (П.В. Тимофеев) и в Государственном оптическом (М.М. Мирошников) институтах. Поэтому можно сказать, что работы «Истока» в этой области были новаторскими, тем более, что здесь была создана первая в стране быстродействующая тепловизионная аппаратура и в дальнейшем разрабатывались только быстродействующие системы.

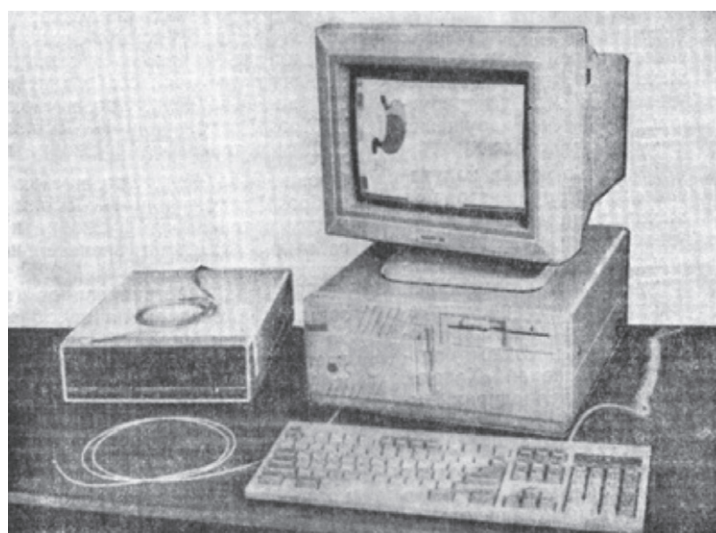


Рисунок 6 – «Гастроскан» – стационарная компьютерная система для функциональной диагностики желудка

Первый тепловизор имел оригинальную по тем временам систему сканирования в виде единого механизма, обеспечивающего развертку по кадрам и строкам. Время кадра составляло 4 с, изображение воспроизводилось на ЭЛТ с послесвечением. Работа в клинических условиях выявила неудобство такой «медленной» системы. Были исследованы системы с более высокой частотой кадров. В конечном счете, предпочтение было отдано системе, аналогичной шведскому тепловизору, в котором был использован принцип быстродействующего сканирования на вращающейся многогранной призме, работающей на пропускание. Эта конструкция на много лет вперед определила уровень техники в области тепловидения. О прямом копировании не могло быть и речи: фотоприемники, высокоскоростные электродвигатели и другие элементы, аналогичные шведским, у нас отсутствовали. Поэтому приходилось решать многие проблемы конструирования и технологии. Одной из наиболее сложных задач было создание промышленного образца фотоприемника (В.П. Бирюлин, В.И. Туринов). В конце 70-х годов был создан промышленный образец тепловизора ТВ-03 (БТВ-1) (рисунок 7), освоенный в серийном производстве на заводе «Агат» в г. Кстове.



Рисунок 7 – Тепловизор ТВ-03

В 80-е годы совместно с медиками были созданы новые методики диагноза с применением тепловизоров. Тепловизоры ТВ-03 использовались в крупных клиниках и в небольших районных больницах. На регулярно проводившихся конференциях неоднократно отмечалось высокое качество изображения тепловых полей, а также простота и надежность тепловизоров ТВ-03. На этой модели впервые в мировой практике было осуществлено применение тепло-

видения в нейрохирургии. Работы по совершенствованию конструкции продолжались, были уменьшены габариты, существенно снижена масса, улучшены параметры. В результате была создана новая модель тепловизора БТВ-3, являющаяся тепловизионной системой в составе четырех модификаций: базовой (с приемником на  $\lambda = 3...5$  мкм), длинноволновой (с приемником на  $\lambda = 8...12$  мкм), компьютерной и двухдиапазонной (А.Г. Жуков, Е.В. Пластиков, М.М. Олевский, С.Н. Чумаков). Наиболее важное значение в медицинской практике имеет компьютерная модификация с соответствующим пакетом программ. Начат экспериментальный выпуск этой модели с поставкой в медицинские учреждения.

Разрабатывается малогабаритная тепловизионная система нового поколения с многоэлементным фотоприемником и повышенными параметрами. Эта система также должна работать совместно с ЭВМ.

Предполагается усовершенствование тепловизионных методик и создание новых, в том числе с использованием ЭВМ. В частности, предполагается осуществить подробный анализ полной картины температурного поля, создать модели типичных тепловых полей и установить связь отклонений от типичных полей с состоянием организма человека.

#### Применение лазерного облучения в сельском хозяйстве

Проведенные в 70-80-х годах работы по использованию лазерного облучения в растениеводстве показали, что путем предпосевного облучения семян можно получить реальные прибавки урожая различных зерновых, овощных и технических культур.

На базе лазера ОКГ-12 была разработана лазерная аппаратура с длиной волны 0,63 мкм и выходной мощностью 20 мВт, для предпосевного облучения семян (Н.С. Макеева). Плотность мощности (десятые доли милливатта) контролировалась с помощью фотоэлектрического индикатора. На выходе лазера предусматривалась оптическая насадка для обеспечения необходимого размера пятна на облучаемой поверхности. Семена на поверхности располагались в один слой.

Исследования, проведенные совместно с ведущими сельскохозяйственными учреждениями: НИИ овощного хозяйства г. Мытищи Московской области, Алтайским сельхозинститутом, Алма-Атинскими совхозами «Пригородный» и «Спутник», Кишиневским сельхозинститутом, НИИ овощного хозяйства Украины, Кировским сельхозинститутом, — показали, что предпосевное облучение оказывает стимулирующее действие на всхожесть и энергию прорастания, а также на структуру урожая. Более стабильные результаты были получены в защищенном грунте, где факторы внешней среды изменяются не столь существенно. Работы проводились на овощных культурах: огурцах, помидорах, моркови и др. В среднем предпосевное облучение семян повышает урожай на 8...10 %.

На основании многолетних опытов были разработаны и утверждены методические рекомендации по предпосевному лазерному облучению семян (М.: Изд-во ВАСХНИЛ, 1980).

Для зерновых и технических культур, таких, как ячмень, рожь, люцерна, кукуруза, подсолнечник, были выявлены оптимальные для увеличения урожайности режимы об-

лучения, но, поскольку площади посева таких культур велики, а производительность стимуляционного облучения семян сравнительно низка, для них целесообразно применять лазерное облучение в режимах, при которых оно действует как мутагенный фактор.

В определенных режимах лазерное излучение с длиной волн 0,63; 0,33 и 0,44 мкм может вызвать изменения физиологических, биохимических и морфологических свойств растений. В связи с этим в большом объеме были проведены многолетние работы по нахождению полезных форм мутаций (Молдавия, Сельхозинститут, О.В. Бляндур; «Исток», Н.С. Макеева).

В результате у кукурузы появились новые ценные свойства: повысилась устойчивость к заболеваниям и содержание белка, увеличилось число веточек на метелке и длина початков и т. п. Несколько сотен мутационных линий было передано селекционным учреждениям для получения перспективных гибридов с целью передачи их на госсортиспытания. Успешно прошли испытания гибриды кукурузы «Закарпатский 101М» (среднеранний, высокоурожайный – 100 ц/га, болезнеустойчивый) и «Закарпатский 381МВ»). Основные результаты работ отражены в монографии О.В. Бляндур, Н.Д. Девяткова, Н.С. Макеевой и др. «Лазерный луч и его возможности

в селекционно-генетических исследованиях кукурузы» (Кишинев, «Штиница», 1987).

В 80-х годах совместно с кафедрой птицеводства и болезней птиц Московской ветеринарной академии им. К.И. Скрябина проводились работы по облучению куриных яиц с целью повышения выводимости и выживаемости цыплят (Н.С. Макеева, Б.Ф. Бессарабов). При подборе соответствующих режимов и доз облучения гелий-неоновым лазером вывод цыплят повысился на 3,2–4 % по сравнению с контролем. Кроме того, повысилась выживаемость цыплят, особенно в первые 2 недели после их выведения. Метод предынкубационного облучения яиц внедрен на Томилином птицеводческом производственном объединении Московской области и рекомендован к широкому внедрению.

Использование достижений электронной промышленности в медицине и биологии неуклонно расширяется. Мы горды этой первопроходческой ролью, которую сыграл «Исток» в развитии сотрудничества между специалистами столь, казалось бы, далеких друг от друга областей науки. Нет сомнения, что их совместная работа будет и впредь неуклонно развиваться, принося новые впечатляющие достижения в борьбе за здоровье человека.

***gastroscan.ru***

## НОВОСТИ

Система SLIO является модульным расширением ПЛК фирмы VIPA. SLIO – это компактная система управления и распределенного ввода-вывода с быстрой системной шиной. Система сочетает в себе широкие функциональные возможности, оригинальное конструктивное исполнение и небольшие размеры. Благодаря широкому набору модулей она может быть интегрирована в различные существующие системы управления. Данные модули предназначены для реализации задач распределенного сбора данных и управления. Высокая скоростная внутренняя шина позволяет оперативно обрабатывать сигналы от датчиков и обеспечивает высокое быстродействие. В состав системы SLIO входят сигнальные, функциональные и интерфейсные модули. Так же сюда следует отнести коммуникационные процессоры и модули питания. Все перечисленные составляющие системы SLIO полностью совместимы со всеми существующими моделями ПЛК фирмы VIPA, а так же с системами других производителей.

Сигнальные модули служат для подключения к системе датчиков и исполнительных устройств и обеспечивают ее связь с уровнем процессора. Здесь следует разделять дискретные и аналоговые сигнальные модули. Они необходимы для обработки дискретных и аналоговых сигналов соответственно.

Функциональные модули являются интеллектуальными устройствами и обеспечивают выполнение таких задач как позиционирование, скоростной счет, перемещение и другие технологические задачи. Данный тип модулей используется, когда требуется высокая точность и скорость выполнения операций.

Интерфейсные модули выступают в роли связующего звена между сигналами контролируемого технологического процесса и промышленной сетью передачи данных. Поддерживаются протоколы и сети CANopen, PROFIBUS, PROFINET, Ethernet/IP, DeviceNet, EtherCAT, Modbus. К одному модулю может быть подключено до 64 модулей расширения.

Коммуникационные процессоры используются для организации подключения к различным системам через сетевые интерфейсы. Например, через сети Ethernet к системам ERP предприятия или через последовательные интерфейсы к принтерам, сканерам или другим периферийным устройствам.

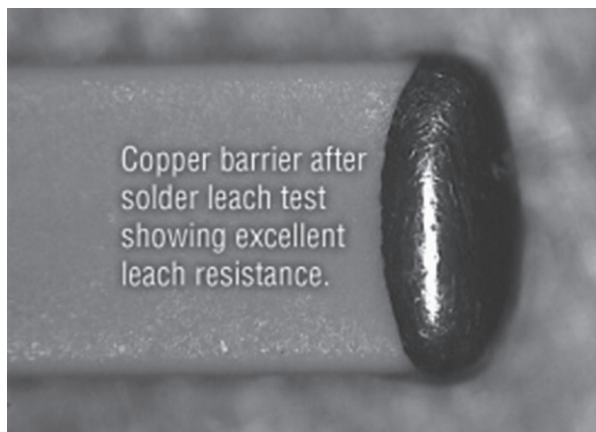
Модули питания обеспечивают электроэнергией составляющие системы SLIO. Если выходной мощности одного модуля будет недостаточно для стабильной работы системы, то возможно использование дополнительных модулей питания. С их помощью также могут быть организованы изолированные потенциальные группы для силовой секции 24 В постоянного тока питания нагрузок.

Среди особенностей SLIO следует отметить узкие модули шириной всего 12.5 мм, лестничный профиль клеммных терминалов для рациональной укладки проводников, наличие на каждом модуле информации о назначении контактов и схеме подключения защита электроники от переплюсовки, наглядная индикация состояния каналов ввода-вывода, быстрая системная шина со скоростью передачи данных до 48 Мбит/с. На все модули системы SLIO распространяется гарантия 24 месяца.

***Вектор технологий***

## НЕМАГНИТНЫЕ КОНДЕНСАТОРЫ С МЕДНЫМ БАРЬЕРНЫМ СЛОЕМ

Быстрое развитие технологий в медицинской электронике создает спрос на широкий ряд пассивных электронных компонентов, в частности, конденсаторов, для применения во все возрастающем числе разнообразного медицинского оборудования.



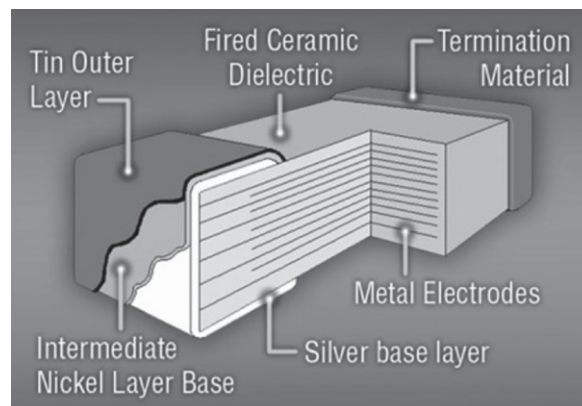
Медный барьерный слой показал отличную устойчивость к выщелачиванию во время теста

Две параллельные тенденции подстегивают спрос на компоненты в связи с возрастающими потребностями в таком оборудовании, как в развитых, так и в развивающихся странах. Во-первых, преобладание все меньших по размерам и недорогих электронных компонентов способствует проектированию приемлемого по стоимости, портативного медицинского оборудования. Во-вторых, быстрое развитие беспроводной инфраструктуры во всем мире помогает быстрому внедрению недорогого, портативного медицинского оборудования телеметрии.

Системы передачи изображений представляют наибольший и наиболее активный сегмент отрасли медицинской электроники. Среди широкого круга разрабатываемых устройств передачи изображений, одними из наиболее важных являются магнито-резонансные сканеры (МРТ, магнито-резонансная томография). Оборудование МРТ использует мощное магнитное поле для создания изображения, позволяющего врачу увидеть ситуацию внутри мозга, сердца, легких, суставов и других органов. Магнитное поле в туннеле сканера МРТ должно быть однородным до миллионных долей. Разрешающая способность сканера зависит от силы магнитного поля. Сила поля может быть непреднамеренно увеличена не только магнитными компонентами внутри туннеля сканера, но и вспомогательным оборудованием. По этим соображениям, обязательным требованием к компонентам, таким как конденсаторы, как внутри сканера МРТ, так и в его окружении, является их немагнитность.

Многослойные керамические конденсаторы (MLCC) для поверхностного монтажа, широко используемые в электронной промышленности, как правило, поставляются с никелевым барьерным слоем. Он состоит из базового серебряного

слоя, покрытого никелем, который обеспечивает припоем стойкость к выщелачиванию. Верхний слой покрытия из чистого олова или оловянно-свинцового сплава используется для защиты никеля от окисления и обеспечивает хорошо паяемую поверхность.



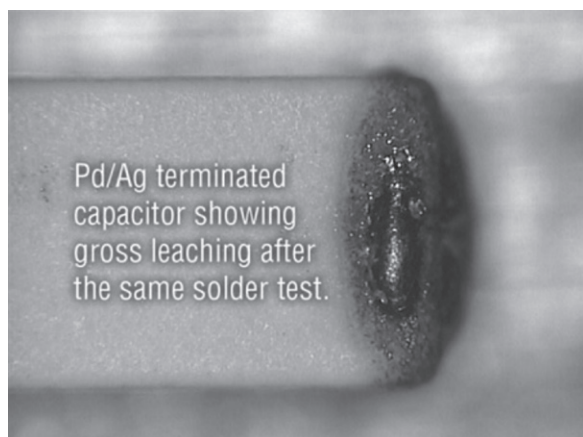
Верхний ряд надписей: внешний слой олова, керамический диэлектрик, материал контактных площадок. Нижний ряд: промежуточный слой никеля, слой серебра, металлические электроды

Однако никель имеет магнитные свойства, что делает его непригодным в устройствах сканера МРТ. Из-за большой силы поля, используемой в этом виде оборудования, становится критичным выбор диэлектрического материала (в данном случае керамики), в связи с тем, что он может содержать незначительные следы магнитных материалов (Ni, Fe и др.). Обычно, такие незначительные остатки рассматриваются как несущественные, но не в таких условиях предельной чувствительности.

### Альтернативы никелю

Ранее, в различных сегментах промышленности бывали ситуации, когда никель был неприемлем. Тогда, часто используемой альтернативой были немагнитные «обожженные» контактные площадки из серебра и палладия (Ag/Pd). Однако сопротивление выщелачиванию припоя у этого типа площадок ниже, чем у никелевого. Поэтому, в этом случае требовалось применение припоев с низкой температурой плавления, обычно на основе свинца, легированного небольшим количеством серебра, чтобы препятствовать выщелачиванию серебра из площадки. Широко применяемым паяльным сплавом является 62%Sn36%Pb2%Ag, известный как припой 62s или LMP.

Однако в последнее время с введением в действие директивы ЕС 2002/95/ЕС «Ограничения использования опасных веществ» (директива RoHS), применение некоторых материалов в электрических и электронных изделиях было запрещено, за исключением некоторых особых случаев. Свинец (Pb) возглавляет список, что затронуло широкий круг конструкторов и производителей электроники, требуя полного переосмысливания использования свинца



Конденсатор с Pd/Ag контактами показал большое выщелачивание после аналогичного паяльного теста

в паяльных сплавах. Вся продукция, поставляемая на рынок ЕС после 1 июля 2006 года, должна быть совместимой с «директивой RoHS».

Отказ от свинца в припоях, применяемых для сборки электрического и электронного оборудования, привел к переходу на паяльные сплавы на основе олова. Они имеют более высокие температуры плавления – обычный оловянно-свинцовый припой имеет температуру плавления 179°C, в то время как температура плавления

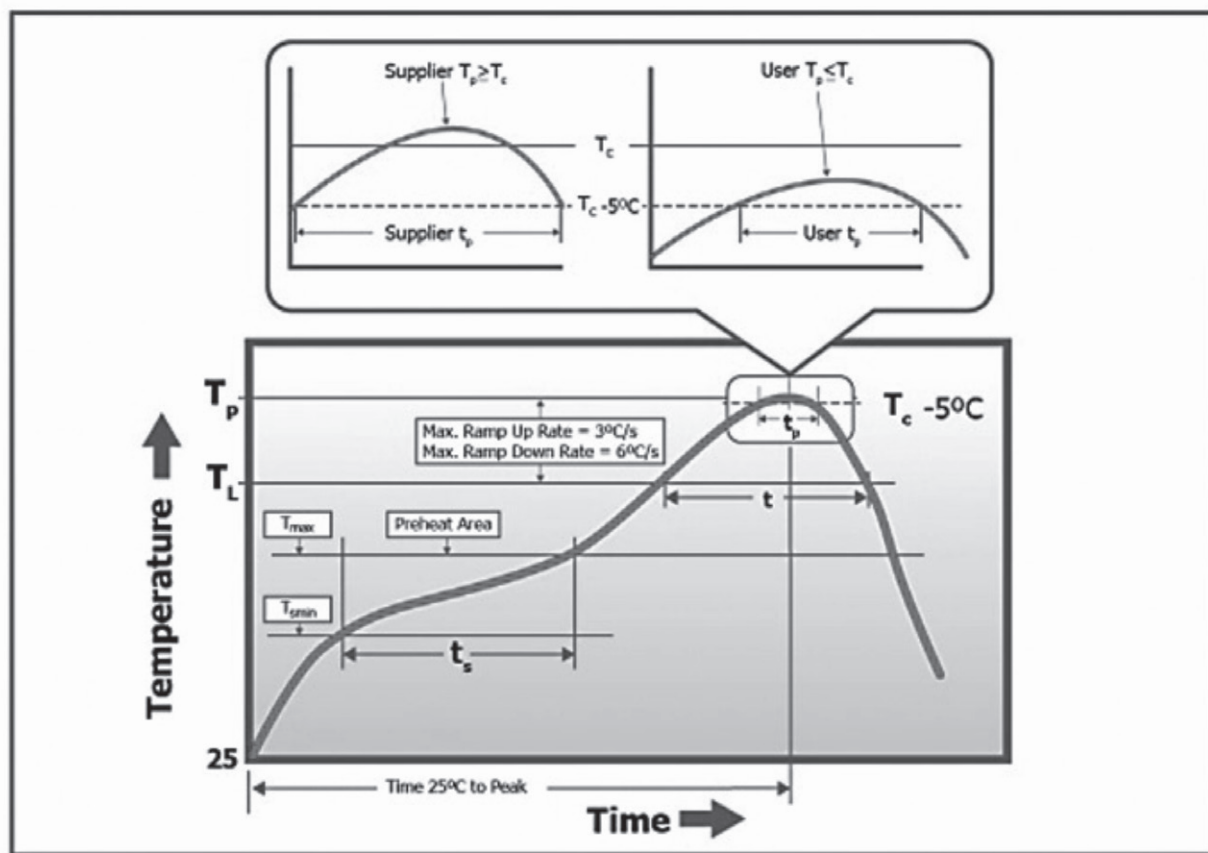
типичных бессвинцовых припоев превышает 217°C. Важно отметить, что чем выше процент олова в припое, тем больше вероятность выщелачивания серебра из выводов конденсатора.

Было довольно быстро обнаружено, что легирование бессвинцового паяльного сплава малым количеством серебра не предотвращает выщелачивание так, как это происходит с оловянно-свинцовыми сплавами.

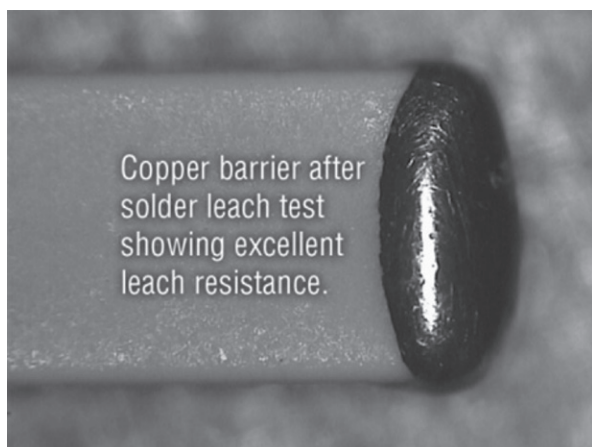
### Немагнитное решение

Чтобы удовлетворить потребности растущего медицинского рынка на немагнитные компоненты, а также обеспечить соответствие с директивой RoHS, британский производитель конденсаторов Syfer разработал «немагнитный» ассортимент многослойных керамических конденсаторов (MLCC).

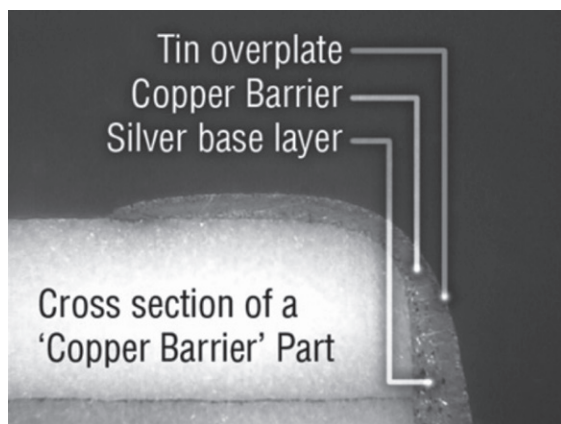
Компоненты построены с использованием специальных немагнитных диэлектриков COG/NP0, High Q и X7R, и немагнитным «медным барьерным слоем» с гальваническим покрытием. Ключевым моментом в процессе разработки продукции было обеспечение требований к покрытию по способности выдерживать высокие температуры плавления (260°C), как это обозначено в IPC 7351A (стандарт конструирования печатных узлов с руководством по бессвинцовым процессам пайки, а также требования к циклам и профилям плавления) и J-STD-020 (стандарт по чувствительным к влажности/плавлению компонентам поверхностного монтажа, подходящих для бессвинцовой/высокотемпературной установки).



Прежние исследовательские работы были направлены на составление спецификации, и с этой целью свойства защиты от выщелачивания изделий с никелевым барьерным слоем были использованы в качестве минимально допустимого стандарта. Задачей для новых компонентов с медным барьерным слоем стало, как минимум, достичь таких же показателей.



Медный барьерный слой после паяльного теста показал отличную устойчивость к выщелачиванию



Поперечное сечение компонента с медным барьерным слоем. Сверху вниз: оловянное покрытие, медный барьерный слой, базовый слой серебра

Во время разработки процесса нанесения покрытия, компания Syfer экспериментировала с медными конструкциями многих производителей. Перед окончательным выбором оптимального метода покрытия были испробованы как кислотные, так и щелочные методы покрытий. Было важно, чтобы материал был полностью совместимым с диэлектриком и основной контактной площадкой, и обеспечивал стабильную основу покрытия для обеспечения надежности компонента.

#### Штамп «одобreno»

Компания Syfer тесно сотрудничала со многими ключевыми заказчиками в сегменте медицинского оборудования.

Несколько заказчиков включили в свои спецификации компоненты с немагнитным медным барьерным слоем и сообщили о полностью успешном их применении! Теперь они производят закупку крупных партий этой продукции. Компоненты получили полное одобрение и были заказаны в промышленных объемах с широким перечнем размеров и емкостей.

#### Пределы развития

Философия компании Syfer заключается в непрерывной разработке продукции и инновациях. В результате этого, применение медного барьерного покрытия постоянно расширяется. Уже доступны многослойные керамические конденсаторы для поверхностного монтажа с диэлектриками C0G/NP0, High Q и X7R. С этими диэлектриками предлагаются компоненты с диапазоном емкостей от 0,1 пФ до 15 нФ (от 50 В до 3 кВ). Конденсаторы X7R имеют также диапазон от 47 пФ до 6,8 мкФ (от 16 В до 2 кВ).

Среди новых версий с диэлектриком X7R имеются конденсаторы с применением в стандартной версии уникальных полимерных контактных площадок FlexiCap™. FlexiCap™ – это проприетарный материал из гибкого эпоксидного полимера, используемый в компонентах под покрытием барьерного слоя. Он может обеспечить почти вдвое больший угол сгибания платы, чем с обычными конденсаторами, и делает их более стойкими к повреждениям на предельных ударных и тепловых режимах.

Компоненты с медным барьерным слоем выпускаются в корпусах с размерами от 0402 до 2225, в зависимости от емкости. Рабочий диапазон температур составляет от –55 до 125°C, в высшей степени соответствующими для медицинского оборудования и других применений, требующих использования немагнитных многослойных конденсаторов для поверхностного монтажа.

#### Об авторе

Дэйв Беккетт (Dave Beckett) – менеджер по технологии и конструированию в Syfer Technology – [www.syfer.com](http://www.syfer.com).

[russianelectronics.ru](http://russianelectronics.ru)



#### ООО «БАРС-ЭЛЕКТРОНИКС»

г. Минск, ул. Притыцкого, 62/2-1035,  
тел.: +375 17 254-72-11,  
моб.: +375 29 647-53-76,  
+375 29 705-04-15,

e-mail: [info@elbars.com](mailto:info@elbars.com)  
[pcb@elbars.com](mailto:pcb@elbars.com)  
web: [www.elbars.com](http://www.elbars.com)

1. Трафареты для поверхностного монтажа печатных плат.
2. Электрополировка. Срок изготовления 3 дня.
3. Разработка и поставка печатных плат.
4. Монтаж печатных плат.
5. Поставка электронных компонентов.
6. Светодиодное оформление витрин, фасадов зданий.
7. Изготовление LED прожекторов.

## МЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА – РЯДОМ С НАМИ И ВНУТРИ НАС

Егор Поваляев

Интеграция компьютера и человека усиливается год от года. Сравнительно недавно компьютеры так резко уменьшились в размерах, что смогли перебраться к нам на стол. Затем они стали еще более миниатюрными, и мы начали носить их в кармане. Следующим шагом электроника внедрится нам под кожу. Впрочем, это происходит уже сегодня: электроника управляет вживленным искусственным сердцем, имплантируемые чипы несут информацию об истории болезни пациента, ведутся эксперименты по созданию искусственного электронного зрения.

Люди давно уже изыскивали возможность заменять некоторые человеческие органы искусственными. А внедрение электронных микросхем в тело человека позволяет в реальном режиме времени контролировать состояние его здоровья.

Сегодня ученые научились интегрировать электронные микросхемы и живую материю таким образом, что с их помощью человек может видеть и слышать. Следующим шагом станет вживление в мозг микросхем, которые будут взаимодействовать с компьютерами по радиоканалу. Они помогут человеку гораздо быстрее воспринимать большой объем информации и общаться через World Wide Web с другими людьми без дополнительного оборудования.

Рассмотрим технологические достижения, доступные в настоящий момент.

### Слух

Уже несколько десятилетий люди пользуются миниатюрными слуховыми аппаратами, которые до недавнего времени были не более чем усилителями звука. Сами аппараты постепенно становились все меньше и меньше, в то время как их функциональные возможности возрастали. Кроме заушных, были созданы внутриушные и внутриканальные аппараты. Последние два типа слуховых аппаратов вставляются в ухо и малозаметны для окружающих, а внутриканальные размещаются глубоко в ушном канале и практически невидимы.

Если еще несколько лет назад основным типом применяемых слуховых аппаратов были заушные, то в настоящее время эта тенденция стремительно меняется. Большое распространение получили внутриушные и внутриканальные слуховые аппараты. Оценки экспертов показывают, что в США около 80 % людей, которые пользуются аппаратами, используют именно внутриушные и внутриканальные.

Последние модели аппаратов – цифровые. В их состав входит мощный процессор, который преобразует звуковой сигнал, чтобы обеспечить человеку любого возраста с нарушениями слуха такие же возможности для общения, какими обладает человек с нормальным слухом, в любой звуковой обстановке.

Современные цифровые аппараты являются многоканальными, и в каждом из каналов моделируются нарушенные свойства уха. Слабые звуки усиливаются до комфортного и различного уровня, чтобы человек мог

их не только слышать, но и понимать; сильные звуки обрабатываются так, чтобы не вызывать раздражения. Речь поддерживается благодаря цифровому процессору на постоянно комфортном уровне. Более того, программное обеспечение в каждом канале адаптирует параметры слухового аппарата так, чтобы смена звуковой обстановки не повлияла на разборчивость речи.

Шум – главное препятствие для высокой разборчивости речи. Цифровые аппараты постоянно анализируют присутствие шума. Если на основе специального анализа процессор принимает решение о наличии шума в каком-то из каналов, то усиление слухового аппарата в этом канале уменьшается. В то же время программа устройства определяет тот частотный диапазон, где присутствует информационный речевой сигнал, и дополнительно усиливает речь, чтобы как можно более эффективно выделить ее из шума.

Современные слуховые аппараты имеют систему из двух микрофонов (за исключением самого маленького – внутриканального), в то время как в обычных слуховых аппаратах присутствует только один микрофон. Наличие двух микрофонов позволяет смоделировать такую пространственную чувствительность, которой обладает здоровое ухо (другими словами, здоровое ухо не одинаково улавливает звук со всех направлений). При этом происходит дополнительное подавление шума, направление поступления которого не совпадает с направлением полезного речевого сигнала.

Более того, система из двух микрофонов подвержена постоянным изменениям. Она способна отслеживать направление шума, его характер, производить классификацию шума для того, чтобы в любой момент времени настроить слуховой аппарат так, чтобы человек чувствовал себя комфортно.

Неестественное звучание собственного голоса, звуков при жевании, глотании – распространенная жалоба пользователей слуховых аппаратов. Прежде всего, это касается тех, кто впервые прибегнул к помощи этого устройства. Встроенное программное обеспечение позволяет человеку точно настроить оптимальное усиление на нижних частотах ниже 500 Гц, не изменив при этом параметров слухового аппарата на других частотах, и быстро адаптироваться к изменениям, вызванным ношением слухового аппарата.

Обычно слуховые аппараты настроены под максимально комфортное восприятие речи. Однако при воспроизведении музыки или при разговоре по телефону звуки слышатся нечетко. Этим обусловлено наличие опции смены программ слухового аппарата, для которой предназначена специальная кнопка слухового аппарата. О смене программы пользователю сообщают звуковые сигналы.

Но наиболее перспективным направлением в этой области является кохлеарная имплантация.

Хотя слуховыми эффектами интересовались еще в XVII столетии, только в 60-х годах XX века исследова-

тельские группы начали активное изучение электростимуляции на людях. В результате было создано медицинское устройство, которое воспринимает звук, преобразует его с помощью цифрового процессора в электрические импульсы и передает их на слуховой нерв посредством гибких электродов, вживленных в улитку внутреннего уха.

Кохлеарный имплантант — это медицинский прибор, замещающий функцию восприятия звуковых колебаний отсутствующих или поврежденных волосковых клеток улитки посредством прямой электростимуляции слухового нерва. Кохлеарная имплантация — безопасная, надежная и эффективная процедура при тяжелой и глубокой тугоухости у взрослых и при глубокой потере слуха у детей.

Принцип работы кохлеарного имплантанта показан на рисунке 1.

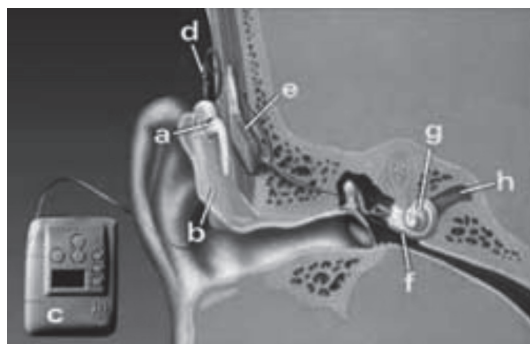


Рисунок 1 — Схема работы кохлеарного имплантанта

Звуки воспринимаются маленьким направленным микрофоном (рисунок 1 — d), расположенным за ухом. По тонкому проводу звук с микрофона подается на цифровой процессор — мощный миниатюрный компьютер (рисунок 1 — c). Речевой процессор фильтрует, анализирует и оцифровывает звук в закодированные сигналы. Закодированные сигналы подаются от речевого процессора к миниатюрному передатчику, который далее ретранслирует их в виде частотно-модулированных радиосигналов к расположенному под кожей кохлеарному имплантанту. Кохлеарный имплантант (рисунок 1 — e) передает их в виде электрических импульсов к набору электродов, вставленных в улитку (рисунок 1 — g).

Электроды стимулируют волокна слухового нерва в улитке. В результате электрическая звуковая информация передается в мозг человека для интерпретации. Отрезок времени между тем, когда микрофон получает звук, и тем, когда мозг получает информацию, очень короток, всего лишь микросекунды, так что пользователь слышит звуки сразу, как только они возникают.

Чем же кохлеарный имплантант отличается от слухового аппарата? Слуховые аппараты и вспомогательные устройства просто усиливают звуки, делая их громче, поэтому даже наиболее сложные слуховые аппараты не могут помочь людям с серьезными дисфункциями слуха. Кохлеарный имплантант не усиливает звуки, а передает их к мозгу, непосредственно стимулируя слуховой нерв.

Многолетние исследования в области кохлеарной имплантации позволили отработать и развить эту техно-

логию. Первые операции были проведены в 1970-х годах, а в 80-х появились первые многоканальные аппараты. В это же время были проведены и первые коммерческие операции.

Конечно, сигналы, передаваемые от кохлеарного имплантанта в мозг, отличаются от стандартных. Для того, чтобы понимать обращенную к нему речь, человек должен будет несколько месяцев заниматься по специальной программе, которая поможет придать неясным звукам конкретные очертания. Однако на сегодняшний день подобные операции — единственный выход для лиц с тяжелым и глубоким нарушением слуха, которым не помогают обычные слуховые аппараты.

В мировой практике накоплен значительный опыт проведения операций по вживлению кохлеарного имплантанта. Осуществлено более 26 тыс. операций, несколько десятков из которых были проведены в России. В США существует 166 медицинских центров, которые проводят операции по вживлению кохлеарных имплантантов. Однако из-за высокой стоимости имплантанта (30 тыс. долл.) они пока не получили широкого распространения.

### Искусственное сердце

Аппараты искусственного сердца присоединяются к кровеносной системе пациента и обеспечивают перекачку крови. Пациент в этом случае практически прикован к постели, а о том, чтобы установить такой аппарат внутри человеческого тела, и речи быть не могло.

Реальной альтернативой является операция по замене больного сердца донорским. Однако количество донорских сердец ограничено, к тому же существуют проблемы совместимости.

Компанией Abiomed, Inc. из Денвера (США) было создано автономное и компактное искусственное сердце, и в 2001 году в клинике города Люсвилля (шт. Кентукки, США) в результате 7-часовой операции оно было успешно имплантировано пациенту (рисунок 2).



Рисунок 2 — Искусственное сердце от компании Abiomed, Inc.

Новое сердце получило название AbioCor. Оно выполнено из пластика и различных металлов, весит около 1 кг и величиной со средний грейпфрут. Чтобы оно функционировало, его необходимо подсоединить к аккумулятору, который размещается на теле пациента (рисунок 3).

AbioCor предназначено для тех, кто срочно нуждается в операции, однако, донорское сердце еще не подобрано.

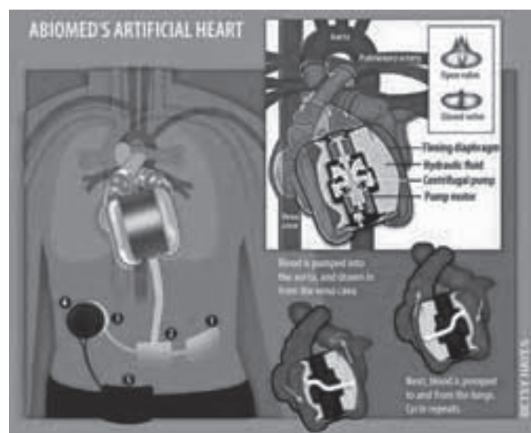


Рисунок 3 – Искусственное сердце AbioCor:

- литиевый аккумулятор;
- электронный блок;
- имплантируемая катушка индуктивности;
- внешняя катушка индуктивности;
- переносной источник питания

Малые размеры и автономная работа прибора позволяют пациенту после операции вести обычный образ жизни, а не быть прикованным к постели.

По заявлению американских врачей, в настоящее время требуется более 40 тыс. донорских сердец для пересадки. Ученые предполагают, что AbioCor сможет решить эту проблему хотя бы для некоторого количества пациентов.

### Медицина внутри нас, или Вживляемые микросхемы

Эд Крзистон несколько раз оказывался на грани между жизнью и смертью из-за проблем со здоровьем и вследствие несвоевременной медицинской помощи. Сегодня, благодаря Интернету и вживленному в его грудную клетку миниатюрному медицинскому имплантанту, он находится под постоянным наблюдением врачей. Производством таких микроимплантантов занимается Medtronic, Inc. из Миннеаполиса. Система мониторинга состояния здоровья пациентов проходит клинические испытания в ряде клиник США.

Данные о состоянии пациента транслируются через Интернет в ближайшую клинику. При возникновении проблем врач оперативно порекомендует курс лечения или госпитализирует больного. Для передачи информации используется специальное устройство размером с пейджер, которое крепится на пояс пациента.

Не тратя времени на путешествие в больницу и на необходимые анализы, пациент за несколько минут посылает доктору нужные показатели о состоянии своего здоровья.

Контроль здоровья пациентов через Интернет и мобильный телефон – это современная тенденция, которая находит все большее число сторонников. Этим перспективным рынком интересуются не только начинающие компании, но и гранды мировой полупроводниковой индустрии. Например, компания Baxter International, Inc., производящая медицинское диагностическое оборудование и работающая над вживляемыми имплантантами, сотрудничает с Microsoft Corp в области встроенного ПО; с Cisco Systems, Inc. и др. для передачи полученных данных через Интернет и по

мобильному телефону. Конечно, эта технология не сможет заменить лечение у врача, но она гораздо более эффективна для мониторинга состояния здоровья и предупреждения заболевания на ранней стадии.

Еще одно медицинское приложение с использованием вживляемой микросхемы предложила американская компания Applied Digital Solutions. Она разработала миниатюрный инкапсулированный чип размером 12×2,1 мм, который получил название VeriChip (рисунок 4).

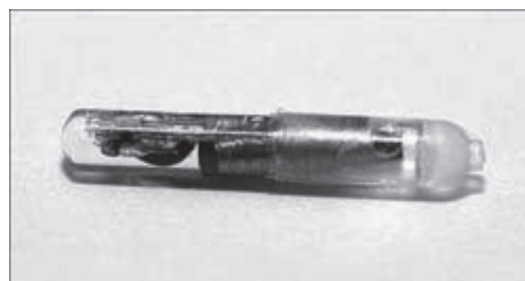


Рисунок 4 – VeriChip

Микрочип, вживляемый в тело пациента, предназначен для хранения различной медицинской информации. Особенно актуальным он будет в случае, если пациент находится без сознания и не может ответить на вопросы врачей (сведения о перенесенных заболеваниях, аллергических реакциях, принимаемых лекарствах и т.д.). Микрочип не требует батареек, а считывание информации производится специальным сканером. Кроме того, VeriChip имеет специальное устройство, которое позволяет ему удерживаться в установленном месте внутри тела.

В VeriChip содержится уникальный номер больного. Этот номер считывается внешним сканером, который с помощью радиосигнала передает имплантанту под кожей пациента энергию и считывает уникальный номер. Передав номер в медицинский центр, можно получить из базы данных всю историю болезни данного пациента.

Стоимость имплантанта VeriChip – около 200 долл., а стоимость сканера – несколько тысяч долларов.

Следующее изделие компании Applied Digital Solutions – «Цифровой ангел» (Digital Angel). Устройство представляет собой имплантант и пейджер со встроенной системой GPS. Система будет использоваться для отслеживания положения владельца. Digital Angel уже прошел испытания в экспериментальной программе по отслеживанию перемещения условно освобожденных заключенных в Лос-Анджелесе.

Наверняка подобные вживляемые чипы станут широко доступны в ближайшем будущем. Это позволит вживлять не только медицинскую, но и любую другую информацию.

### Искусственное зрение

Люди давно мечтали создать устройство, которое позволит слепым вновь увидеть окружающий мир. Потеря зрения часто происходит вследствие поражения клеток сетчатой оболочки, светочувствительной ткани, расположенной на глазном дне. Фоторецепторы сетчатой оболочки воспринимают световое воздействие и преобразуют его в раздражение зрительного нерва, который передает сигналы мозгу.

Ученые давно научились преобразовывать световые волны в электрические сигналы, которые могут восприниматься мозгом. Но как интегрировать фотоприемник со зрительным нервом? Ответ на этот вопрос появился только недавно.

Разработчики из компании OPTOBIONICS Corporation создали систему для преобразования световых волн в электрические сигналы, распознаваемые мозгом человека как зрительная информация.

Система состоит из видеокамеры, установленной перед глазом пациента, радиопередатчика и специального микрочипа, который имплантируется непосредственно в глаз (рисунок 5). Имплантируемый чип заменяет пациенту часть сетчатки глаза.

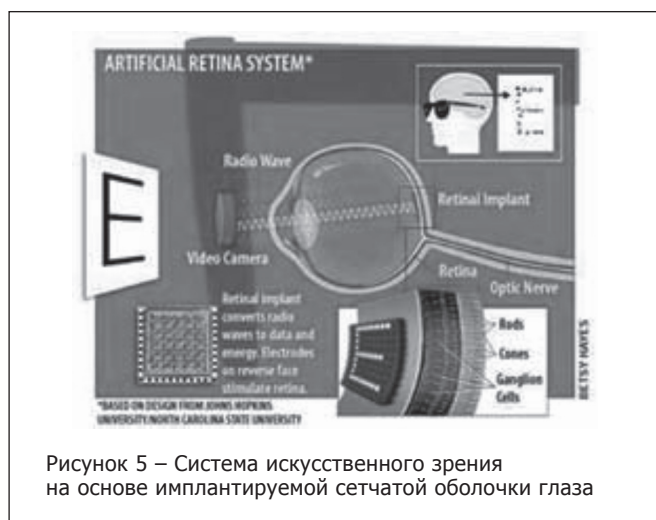


Рисунок 5 – Система искусственного зрения на основе имплантируемой сетчатой оболочки глаза

Миниатюрная видеокамера преобразует принятый световой поток в электрические сигналы и по радиоканалу передает их имплантанту. Электроды на обратной стороне имплантанта стимулируют сетчатую оболочку глаза, и в результате зрительная информация попадает в мозг человека.

Имплантант размером 2 мм в диаметре и толщиной 25 микрон был назван ASR. Он способен сформировать электрические сигналы от 5 тыс. элементарных зрительных элементов, называемых микрофотодиодами (рисунок 6). Каждый сигнал аналогичен сигналу от фоторецептора человеческого глаза.



Рисунок 6 – ASR

С июня 2000 года было проведено несколько клинических исследований по имплантации искусственной сетчатки людям (рисунок 7). Проведенные испытания показали, что зрение пациентам пусть и не полностью, но возвращается.

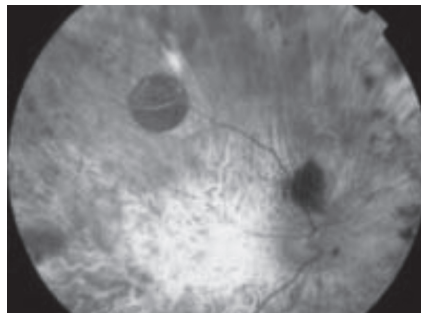


Рисунок 7 – Сетчатка глаза человека с имплантантом

До настоящего времени ни у одного пациента не наблюдалось отторжения имплантанта, заражения, перемещения или других серьезных побочных эффектов.

Продолжается неуклонное совершенствование этой технологии совместно со специалистами из Hines Veterans Administration Medical Center, из Лозаннского глазного центра, Глазного центра университета в Иллинойсе, рядом других клиник и производителей полупроводниковых микросхем.

### Индивидуальная диагностическая аппаратура

Технологии, о которых мы рассказывали, найдут широкое применение в ближайшем будущем. А какое медицинское оборудование широко применяется уже сейчас? Это, прежде всего, медицинские системы для индивидуального контроля состояния здоровья человека. О нескольких подобных системах мы хотим вам рассказать.

«АЭЛИТА» – мини-компьютерная система для самостоятельного контроля состояния здоровья.

Мини-компьютерная система «АЭЛИТА» представляет собой компактный прибор, предназначенный для индивидуального контроля состояния здоровья. Прибор позволяет оценивать показатели физического и психического состояния, прогнозировать их изменение, определять резервы организма и оценивать эффективность спортивных, оздоровительных и лечебных мероприятий.

В состав системы «АЭЛИТА» входят микропроцессорное регистрирующее устройство, кардиографические электроды и мини-компьютер Palm с программным обеспечением (рисунок 8).

При разработке программного обеспечения для системы «АЭЛИТА» использован новый метод анализа биологических ритмов организма человека, выделяемых из электрокардиосигнала в широкой полосе частот. Впервые этот метод был реализован при создании цифрового анализатора биоритмов «Динамика-100», который с 1997 года эффективно используется в различных областях клинической, практической и спортивной медицины.



Рисунок 8 – Система «АЭЛИТА»

Возможности системы:

- регистрация ЭКГ в любом из стандартных отведений с визуализацией сигнала (рисунок 9);



Рисунок 9 – Регистрация ЭКГ

- контроль физического и психического состояния;
- оценка ресурсов организма;
- вычисление «индекса здоровья»;
- динамическое наблюдение за изменениями показателей здоровья;
- суточный прогноз состояния здоровья — «биологические часы»;
- фрактальный анализ биоритмов организма (рисунок 10);



Рисунок 10 – Фрактальный анализ биоритмов организма

- управляемое дыхание в режиме биологической обратной связи (рисунок 11);



Рисунок 11 – Управляемое дыхание

- электронная картотека пациентов с возможностью экспорта данных в персональный компьютер для последующей обработки и архивации;
- передача данных через мобильный телефон на центральный сервер для получения консультаций врачей-специалистов;
- доступ лечащего врача к данным пациента через сеть Интернет по паролю.

Компактность и автономное питание позволяют использовать прибор в любых условиях: дома, на работе, в поездке и т.д.

Особенно эффективно применение прибора для постоянного контроля физического и психического состояния профессиональных спортсменов и тех, кто регулярно посещает тренажерные залы и фитнес-центры, поскольку в этом случае могут быть созданы новые уникальные методики индивидуального подбора интенсивности и длительности физических нагрузок и различных оздоровительных мероприятий.

Система «АЭЛИТА» незаменима для повседневного контроля показателей здоровья всех членов семьи при амбулаторном лечении и при приеме БАД, при очищении организма и лечебном голодании, при иглоукалывании, сеансах мануальной терапии и лечении пиявками.

### «Динамика-100» – система комплексного компьютерного исследования функционального состояния организма человека

Цифровой анализатор биоритмов «Динамика-100» (рисунок 12) представляет собой программно-аппаратный комплекс, предназначенный для анализа биологических ритмов организма человека, выделяемых из электрокардиосигнала в широкой полосе частот. В основу метода положена новая информационная технология анализа биоритмологических процессов – «фрактальная нейродинамика».

При создании системы использованы последние достижения биологии, физиологии, генетики и клинической медицины, на основе которых разработаны новые высокоинформативные показатели для оценки функционального состояния организма (рисунок 13).

Возможности системы:

- в режиме скрининга определение уровня и резервов сердечно-сосудистой, вегетативной и центральной регуляции, а также оценка отклонения этих показателей от нормы;



Рисунок 12 – «Динамика-100»

– с помощью цветомузыкальной стимуляции и управляемого по специальному закону дыхания в режиме биологической обратной связи коррекция психоэмоциональных нарушений и обеспечение «допингового эффекта» в случае усталости и для снятия напряжения;

– по результатам компьютерного анализа формирование комплексного медицинского заключения и выдача необходимых рекомендаций.

Программное и аппаратное обеспечение соответствует требованиям стандартов измерения, физиологической интерпретации и клинического использования показателей кардиоинтервалометрии, принятым Европейским обществом кардиологов и Северо-Американской ассоциацией электрофизиологии.

«Динамика-100» одобрена Комитетом по новой медицинской технике МЗ РФ и ГВМУ МО. Система прошла клиническую апробацию в ведущих медицинских учреждениях и научно-исследовательских институтах Минздрава и Министерства обороны Российской Федерации.

Комплект поставки:

- дистанционный модуль регистрации ЭКГ со встроенным тонометром. Модель «Омега»;
- программное обеспечение на компакт-диске;
- электроды кардиографические Skintact F 9024;

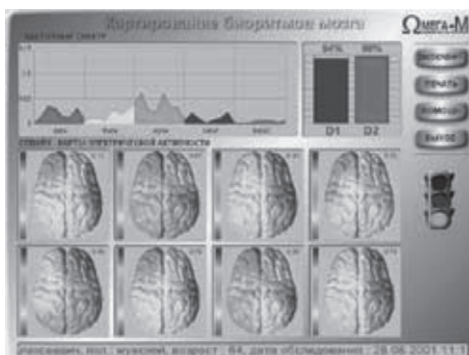
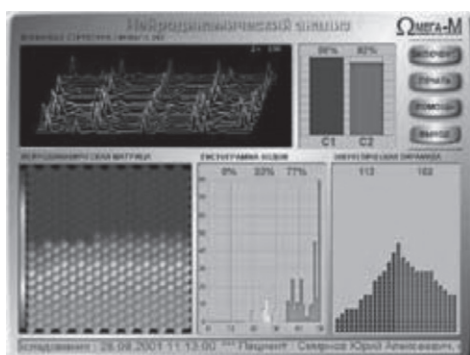


Рисунок 13 – Скриншоты поставляемого программного обеспечения

- оценка уровня скомпенсированности и энергетические ресурсы организма на различных уровнях регуляции;
- в режиме динамического наблюдения контроль функционального состояния пациента и оценка эффективности различных методов терапии при проведении лечебно-профилактических мероприятий;

- манжета для измерения давления на предплечье;
- кабель отведений;
- интерфейсный кабель 9×9;
- аккумуляторы (4 шт.), зарядное устройство;
- медицинская сумка.

**compress.ru**



**Наилучшее оборудование, высокая компетенция и богатый опыт - для наилучшего решения ваших производственных задач**

**Партнеры АВВ**

## ООО «ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКАЯ КОМПАНИЯ «ЭКНИС» ВЫПОЛНЯЕТ:

- Техническое консультирование
- Выбор технического решения
- Разработка проектной документации
- Комплексная поставка согласованного оборудования
- Шеф-монтажные и пуско-наладочные работы
- Сервисное техническое консультирование
- Гарантийное и послегарантийное обслуживание.



ООО «Электротехническая компания «ЭКНИС» г. Минск УНП 190575885

**Тел.: +375 (17) 288-15-22, +375 (29) 689-18-90, [www.ecnis.biz](http://www.ecnis.biz), e-mail: [office@ecnis.biz](mailto:office@ecnis.biz)**

# ОБРАБОТКА И СТРУКТУРНАЯ ДЕТАЛИЗАЦИЯ ОБЪЕКТОВ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ЛЕЧЕБНОЙ ЭНДОСКОПИИ

УДК 616-072.4

Т.А. Гинько, УЗ Минский городской онкологический диспансер,  
Е.А. Головатая, Л.В. Калацкая, БГУ, Минск

## Аннотация

Внедрение лазерных систем в клиническую практику существенно расширяет возможности эндоскопического лечения. Программное обеспечение используемых эндоскопических систем не всегда позволяет учитывать специфику обработки изображений при онкологических новообразованиях. В работе рассматриваются основные положения фотодинамической терапии и структурной детализации объектов видеоэндоскопических систем, предложен критерий определения резкости изображений таких систем, разработаны и реализованы алгоритмы предварительной обработки и детализации объектов изображений эндоскопических систем на основе плагина ImageJ API.

## Введение

Эндоскопическое исследование органов желудочно-кишечного тракта человека (ЖКТ) находит все большее применение в клинической и поликлинической практике с диагностическими и лечебными целями. Автоматизация анализа объектов эндоскопических изображений и автоматическое измерение их параметров позволяет уточнить диагноз и прогнозировать лечение заболеваний [1].

Современные методы лечебной эндоскопии позволяют прицельно воздействовать на биологические ткани, используя для лазерного излучения торцевые и диффузорные световоды. Лечебное воздействие лазерного излучения основано на высокоэнергетической деструкции тканей и фотовапоризации в результате взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения и фотосенсибилизатора. Эти качества обуславливают широкий диапазон применения этого метода: остановка кровотечений, иссечение рубцовых структур, лазерная реканализация просвета полых органов, обтурирующих опухолей, ускорение регенерации хронических язв, ликвидация гемангиом и телеангиэктазий.

Известные видеоэндоскопические системы Fujifilm (Япония), Olympus (Япония), Pentax (Япония), АКСИ (Россия) позволяют обрабатывать полученные изображения, но не всегда учитывают специфику обработки изображений внутрипросветных доброкачественных и злокачественных новообразований. Компьютерная обработка изображений особенно важна при диагностике заболеваний на ранней стадии, когда объекты плохо различимы и малоконтрастны, и их автоматическая обработка часто требует достаточно сложных вычислений. Кроме этого, предварительная обработка изображений способна не только повысить качество производимого анализа, но также увеличить количество анализируемых изображений, которые просто невозможно просмотреть и проанализировать визуально.

Для детального рассмотрения и анализа полученных результатов все алгоритмы реализованы на платформе плагинов программы ImageJ, использующей язык Java. Эта платформа предоставляет удобный объектно-ориентированный программный интерфейс с множеством встроенных функций по обработке изображений, что зна-

чительно упрощает реализацию этих алгоритмов. Кроме этого, имеется возможность использовать инструментальный язык Java для создания кроссплатформенного графического интерфейса, не требующего от пользователя знания деталей обработки изображений [2].

## Особенности использования полупроводниковых лазеров совместно с эндоскопическим оборудованием

Одним из развивающихся методов диагностики и лечения онкологических патологий является метод фотодинамической терапии (ФДТ). Метод ФДТ основан на применении лекарственных препаратов фотосенсибилизаторов – веществ, чувствительных к свету, и низкоинтенсивного лазерного излучения с длиной волны, соответствующей пику поглощения фотосенсибилизатора. Несмотря на то, что исследования в области применения ФДТ ведутся уже много лет, применение этого метода в лечебной практике сдерживалось отсутствием достаточно эффективных нетоксичных препаратов.

По методу ФДТ пациенту чаще всего внутривенно вводится сенсибилизатор, который накапливается преимущественно в злокачественных клетках, после чего пораженные области облучаются. Длина волны облучения определяется по спектру поглощения сенсибилизатора и соответствует, как правило, максимальному поглощению для используемого сенсибилизатора.

Новые возможности в развитии методов фотодинамической терапии появились благодаря разработке отечественного фотосенсибилизатора «Фотолон» – комплекса поливинилпирролидона и тринатриевой соли хлорина Е6.

Обширные клинические исследования «Фотолона», как противоопухолевого препарата, проводились в ведущих онкологических научных центрах: Медцинском радиологическом научном центре РАМН (г. Обнинск), Государственном научном центре лазерной медицины МЗ РФ (Москва), НИИ им. Александра (г. Минск) и ряде других.

Препарат «Фотолон» не токсичен, имеет высокую тропность, то есть степень накопления в пораженных тканях, быстро накапливается в опухоли и выводится из организма практически полностью в течение суток. Сеансы ФДТ могут при необходимости повторяться без риска развития побочных явлений. «Фотолон» взаимодействует с низкоэнергетическим лазерным излучением с длиной волны 665–670 нм, в красной области спектра, где биоткани характеризуются большим пропусканием и флуоресценцией. В результате реакции происходит возбуждение фотосенсибилизатора, накопившегося в новообразованиях, и начинается бурная фотохимическая реакция с образованием синглетного кислорода и других высокоактивных свободных радикалов, токсичных для клеток новообразований. После их гибели происходит рассасывание опухоли и замещение ее нормальной соединительной тканью. При введении «Фотолона» в организм максимальное его нако-

пление в опухолевом очаге наблюдается через 2,5–4 часа; коэффициент контрастности по отношению к окружающей нормальной ткани 8–16. Практически полное выведение препарата из организма происходит через 28–36 часов. Преимущества фотодинамической терапии при лечении онкозаболеваний ярко проявляются, когда хирургическая операция невозможна из-за тяжелых сопутствующих заболеваний или значительной распространенности опухоли. ФДТ избирательно разрушает раковые клетки и не повреждает нормальные здоровые ткани, в том числе каркасные структуры тканей и органов – коллагеновые волокна. Благодаря этому, после проведенной терапии и разрушения опухоли нормальные клетки могут делиться и заполняют обнажившийся каркас органа. При лечении опухолей ЖКТ методом ФДТ по радикальной программе у больных с первичным и рецидивным раком полная резорбция достигалась в 95 % случаев.

Повышению эффективности ФДТ способствует специально разработанная для различных нозологий точная дозиметрия ФДТ в комплексе с постпроцессинговой обработкой видеоэндоскопических изображений, обеспечивающая равномерность лазерного воздействия на облучаемую область тканей.

Кроме подбора правильного и эффективного сенсibilизатора важным является также выбор источника излучения. Существуют лазерные и нелазерные источники света для ФДТ. Выбор источника зависит от спектральных характеристик используемого фотосенсibilизатора, а также от локализации и размеров новообразования. На первых этапах развития данного метода для облучения использовались ксеноновые лампы, из излучения которых оптическими фильтрами выделялись длины волн в красном диапазоне. Сейчас для этой цели чаще применяются лазеры, облучение проводится для большинства сенсibilизаторов на длинах волн от 600 до 700 нм. Также ведутся разработки препаратов, имеющих полосы поглощения в области 700–900 нм, так как в этой области поглощение света биологическими тканями минимально [3].

Для качественной фотодинамической диагностики и анализа эффективности лечения необходима правильная компьютерная обработка изображений, получаемых после ФДТ. Функциональность данной диагностики может варьироваться, но основными составляющими являются: предварительная обработка (улучшение качества изображений, фильтрация шумов, увеличение резкости), детализация интересующих областей, таких, как области накопления сенсibilизатора, вывод необходимой статистики по ним (например, процентное содержание) и оценивание степени отклонения от нормального состояния.

### Метод нечеткого маскирования

Предварительная обработка изображений улучшает не только визуальное восприятие информации, но и повышает эффективность проводимых в дальнейшем преобразований, таких, как улучшение резкости, удаление бликов, пороговая обработка и др. При том, что резкость является одной из важнейших характеристик изображения, в то же время это достаточно субъективное понятие, определяющее насколько резкими и выраженными представляются границы на изображении. Тем не менее, существуют различные способы повышения резкости, основанные

на линейной или нелинейной фильтрации и пиксельных преобразованиях изображения. В плагине программы ImageJ реализован метод нечеткого маскирования и, как его частный случай, метод Лапласа.

Обработка изображений по методу нечеткого маскирования осуществляется в два этапа. На первом этапе вычисляется нечеткая маска как разница между исходным изображением и этим же изображением с примененным к нему размытием. Затем эта маска попиксельно прибавляется к исходному изображению с некоторым коэффициентом. Преобразование нечеткого маскирования осуществляется по формулам:

$$M = I - \tilde{I} = I - (I * \tilde{H})$$

$$\tilde{I} = I + a \cdot M = I + a \cdot (I - \tilde{I}) = (1 + a) \cdot I - a \cdot \tilde{I}, \quad (1)$$

где  $I$  – исходное изображение,  $\tilde{H}$  – разностная схема фильтра размытия,  $*$  – обозначает применение разностной схемы к изображению,  $M$  – нечеткая маска,  $\tilde{I}$  – итоговое изображение,  $a$  – коэффициент, позволяющий регулировать степень применения нечеткой маски к изображению и, как следствие, степень увеличения резкости.

Для размытия изображения часто применяется фильтр Гауссова размытия  $H_G(\sigma)$ . Гауссово размытие устанавливает каждый пиксель изображения во взвешенную сумму 9 пикселей его пространственной окрестности, а весовые коэффициенты определяются как значения функции плотности вероятности двумерной Гауссовой случайной величины с соответствующими математическим ожиданием и дисперсией в текущей точке. При использовании такого фильтра результирующую резкость можно также регулировать параметром Гауссова размытия  $\sigma$  [4]. Результат обработки изображения методом нечеткого маскирования представлен на рисунке 1.

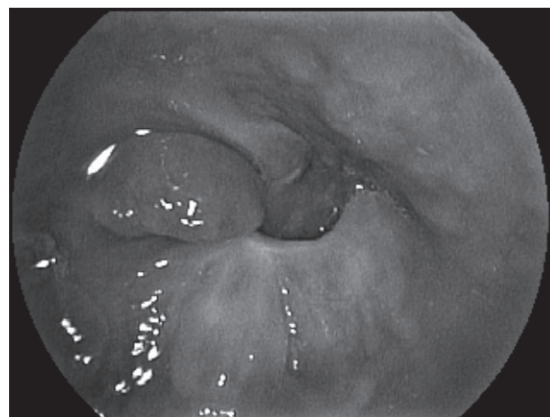
Тот факт, что резкость является субъективным понятием, создает определенные сложности при аналитической оценке резкости получаемых изображений. Существуют различные критерии определения резкости, являющиеся достаточно трудоемкими и требующими значительных вычислительных затрат. Одним из наиболее популярных критериев резкости изображения является критерий S3: Spectral and Spatial Sharpness Measure – спектральная и пространственная мера резкости. Метод разработан лабораторией компьютерного распознавания и качества изображений университета штата Оклахома [5].

Критерий S3 оценивает резкость по двум факторам: спектральному и пространственному. Спектральная мера основывается на локальных перепадах яркости, пространственная – на основании перепадов локальных максимумов и их среднеквадратичному отклонению; таким образом, метод позволяет также определить более резкие изображения, в которых границ может и не быть. Результатом работы алгоритма является карта резкости – черно-белое изображение, в котором более светлые участки соответствуют областям с более высокой воспринимаемой резкостью изображения; такая карта может быть полезна при решении задач распознавания объектов. По карте можно вычислить скалярное значение, характеризующее общую воспринимаемую резкость изображения.

Критерий S3 дает достаточно хорошие результаты, но пересчет карты резкости и коэффициента резкости требует больших вычислительных мощностей и временных затрат



а)



б)

Рисунок 1 – Применение нечеткого маскирования для увеличения резкости изображения:  
а) исходное изображение; б) изображение после обработки

даже для обработки изображений небольших размеров. В данной работе предложен и реализован критерий резкости, использующий свойства и возможности фильтра обнаружения границ. Основная идея вычисления значения резкости состоит в применении к изображению маски детектора границ, в результате чего вычисляется изображение, более яркие участки которого соответствуют более четким границам. По яркости границ в каждой области нового изображения можно судить о четкости границ на данных участках, что дает основания для характеристики общей резкости изображения путем вычисления среднего значения яркости выделенных границ. Таким образом, более резкому изображению соответствует большее значение такого критерия.

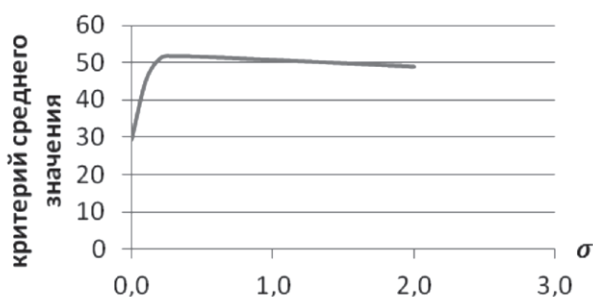
Для анализа разработанного критерия проведено его сравнение с критерием  $s_3$  для ряда видеоэндоскопических изображений. На рисунке 2 приведены зависимости значений рассматриваемых критериев от параметра  $\sigma$  Гауссова размытия при увеличении резкости одного и того же изображения методом нечеткого маскирования. Анализируя схожий вид полученных зависимостей, можно отметить, что предложенный критерий среднего значения, имея явные преимущества по времени выполнения, обеспечивает приемлемую точность определения относительной резкости изображения.

Анализ представленных зависимостей (рисунок 2) также позволяет сделать вывод о том, что применение нечеткого маскирования целесообразно только при небольших значениях  $\sigma$ , так как при дальнейшем увеличении дисперсии вклад размытия в результирующее изображение становится более весомым и большее влияние начинают оказывать имеющиеся на изображении шумы. По этой причине увеличение дисперсии целесообразно лишь в небольших пределах; начиная с некоторого значения дисперсии резкость будет падать, а в изображении будут вноситься заметные искажения.

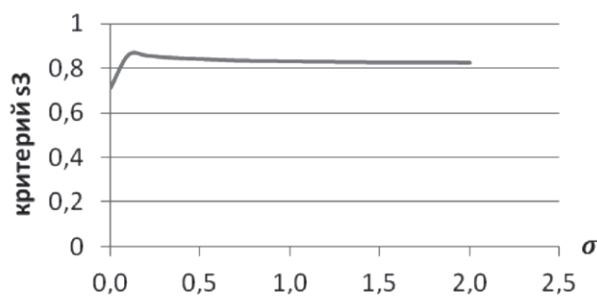
Влияние шума на искажения при обработке можно минимизировать также и модификациями метода. Например, нечеткое маскирование может сочетаться с пороговой фильтрацией по модулю градиента таким образом, что увеличение резкости применяется только к тем частям изображения, в которых граница выражена четче.

### Детализация объектов изображения

При диагностике с помощью видеоэндоскопического оборудования используются различные источники, из-за которых, учитывая тот факт, что внутренние органы, как правило, покрыты слоем слизи, могут появляться блики



а)



б)

Рисунок 2 – Зависимость резкости от параметра Гауссова размытия ( $\sigma$ ), вычисленная по:  
а) критерию среднего значения по детектору границ; б) критерию  $s_3$

на изображениях. Это может влиять на точность исследования и служить большим препятствием: вносить помехи и давать ошибочные результаты при проведении анализа изображения, например, по яркости областей снимка. Существуют два подхода, заключающиеся в сглаживании бликов, во-первых, на основании анализа основного изображения и замене участков с бликами однородными по отношению к окружающим областям, во-вторых, на простом игнорировании областей с бликами. Так как блики не несут никакой информации, в плагине было реализовано простое выделение бликов с целью полного исключения их из анализа. Для этой цели предлагается алгоритм, состоящий из двух этапов. На первом этапе происходит выделение локальных максимумов при задании варьируемого порога, определяющего нижнюю границу значений яркости пикселей, которые могут попасть в локальные максимумы. Далее вокруг каждого локального максимума происходит 8-точечное обхождение и вычисление цветовой разницы по сравнению с предыдущим пикселем, нижняя граница которой задается также варьируемым пороговым значением. Пример выделения областей, реализованный по данному алгоритму, представлен на рисунке 3.

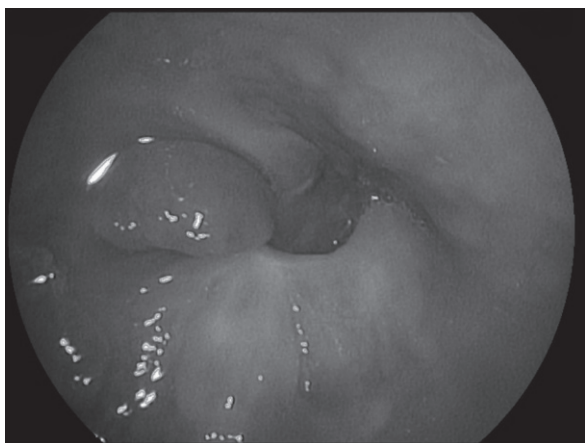


Рисунок 3 – Выделение бликов на изображении

При обработке медицинских изображений и, в частности, изображений, полученных с помощью видеоэндоскопических систем, возникает необходимость сегментации или выделения определенных объектов, образований, изменений поверхности слизистой оболочки по какому-либо критерию [7].

Пороговая обработка является наиболее распространенным методом сегментации изображений. Суть данного метода заключается в установлении некоторого количества пороговых значений и последующей сегментации изображения по попаданию значений яркости пикселей в тот или иной интервал, называемый также яркостным срезом. Простейшей вариацией пороговой обработки является бинарная обработка с одним пороговым значением. При этом устанавливается одно пороговое значение  $T$ , а все изображение разделяется на 2 сегмента в соответствии со следующим правилом:

$$y(i_1, i_2) = \begin{cases} y_0, & \text{при } x(i_1, i_2) \leq T \\ y_1, & \text{при } x(i_1, i_2) > T \end{cases}, \quad (2)$$

где  $y_0$  и  $y_1$  – произвольные значения, которые используются для отнесения точки к первому или второму сегменту. Выбор порогового значения является основной задачей при использовании данного метода. Различают глобальные пороговые значения, задаваемые для всего изображения в целом, и адаптивные пороговые значения. Адаптивные пороговые значения предпочтительны для использования на изображениях с достаточно неоднородным по яркости фоном. Выбор глобального порога может осуществляться на основе диаграмм, например, выбором моды изображения, или он может задаваться в режиме реального времени по оценке наблюдателя. В предложенном комплексном алгоритме используется последний вариант, так как результаты, полученные с его помощью, оказываются наиболее информативными с исследовательской точки зрения. Для цветных изображений обработка может проводиться на каждой из компонент [6]. На основе анализа ряда изображений было установлено, что наиболее информативной с точки зрения выделения белых пятен является синяя компонента. На рисунке 4 представлен пример результата выделения белых пятен на синей компоненте изображения с помощью глобального порога. На рассмотренных изображениях процентное содержание белых пятен составило 0,14–6,95 %.

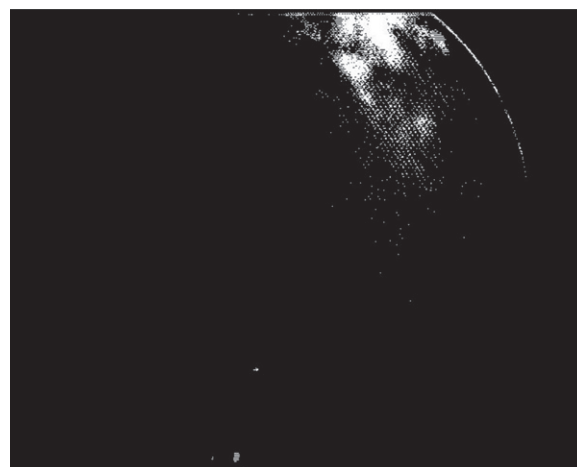


Рисунок 4 – Выделение белых пятен синей на компоненте изображения

Для диагностики важным критерием является размер образования и, в частности, его изменение во время и после лечения, являющееся характеристикой проведенных вмешательств, оценить размер которых можно как абсолютный или относительный. Расчет абсолютного значения затрудняется необходимостью использования информации, полученной с оборудования, такой как расстояние до объекта и его увеличение. Относительный размер можно представить как отношение площади, закрываемой данным образованием к площади просвета пищевода в этом же месте. Данный метод можно проиллюстрировать применением его к изображениям, представленным на рисунках 3 и 5, относительные размеры образований на них составляют 37 % и 26 % соответственно.

При анализе изображений фотодинамической терапии такой способ вычисления относительного размера

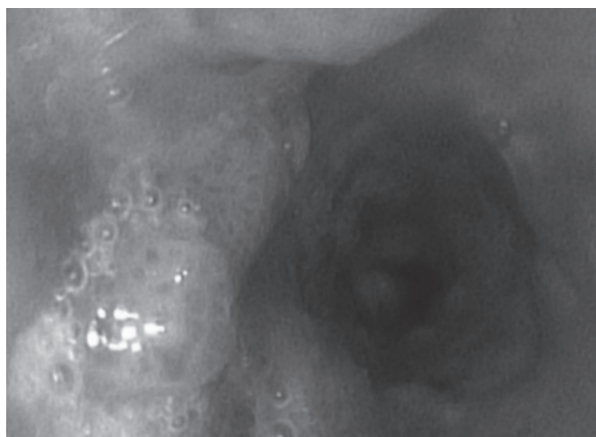


Рисунок 5 – Вычисление размера образований относительно площади просвета

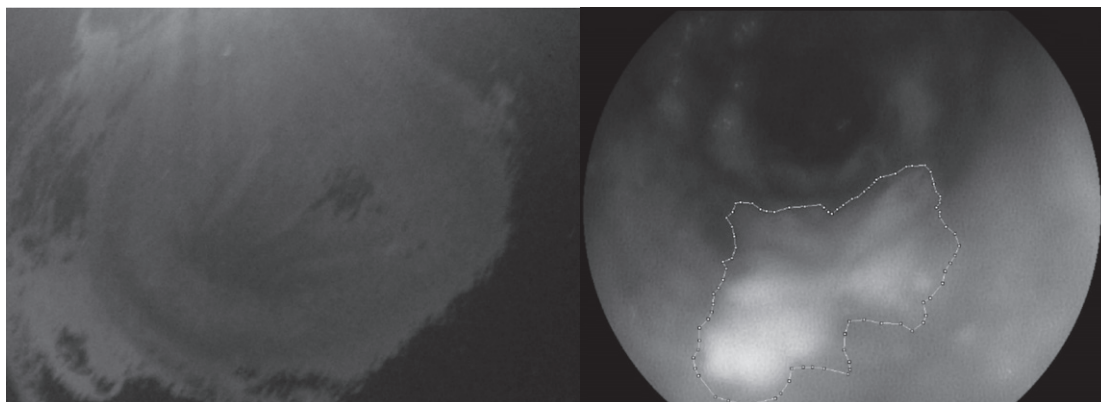


Рисунок 6 – Вычисление размера образований относительно площади боковой поверхности эллипса

белых пятен не очень удобен, так как образование мало закрывает просвет, и, в основном, определяется следом на слизистой оболочке. Предлагается расчет размера данных образований осуществлять относительно площади боковой поверхности пищевода, форма которой аппроксимируется цилиндрической поверхностью на протяжении всего образования. Например, на рисунке 6 представлены изображения, относительный размер образований которых равен 5,2 % и 16 % соответственно.

Кроме вычисления отношения площади всего образования к площади поверхности пищевода, для более детального рассмотрения можно построить зависимость отношения протяженности образования относительно периметра пищевода по всему участку пищевода, содержащего данное образование.

### Заключение

Рассмотрены особенности предварительной обработки и структурной детализации объектов изображений, полученных при фотодинамической терапии и с помощью видеоэндоскопических систем. Предложен комплексный алгоритм обработки таких изображений, учитывающий их специфику. Структурная детализация объектов изображений методом пороговой обработки при выделении

белых пятен позволяет диагностировать онкологические образования и прогнозировать способы их лечения.

### Литература:

1. Мараховский, К.Ю. Инновации диагностической эндоскопии желудочно-кишечного тракта / К.Ю. Мараховский, С.В. Белявская, ГУ Республиканский научно-практический центр «Мать и дитя» // ARSMEDICUS. – 2009. – 9 с.
2. Official website of ImageJ [Electronic resource] / – Mode of access : <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>. – Date of access : 10.12.2013.
3. M.R. Hamblin, Advances in Photodynamic Therapy: Basic, Translational and Clinical / Michael R. Hamblin. – 2008. – 542 p.
4. Гонсалес, Р. Цифровая обработка в среде MATLAB / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. – Москва : Техносфера, 2006. – 615 с.
5. S3: A Spectral and Spatial Measure of Local Perceived Sharpness in Natural Images [Electronic resource] / Cuong T. Vu, Thien D. Phan, Damon M. Chandler. – Mode of Access :

<http://vision.okstate.edu/s3/>. – Date of Access : 30.09.2013.

6. Астапенко, Я.А. Структурная детализация изображений видеоэндоскопических систем в гастроинтестинальной эндоскопии / Я.А. Астапенко, Л.В. Калацкая, Т.А. Гинько, Минский консультационно-диагностический центр // Электроника инфо. – 2009. – № 2. – С. 48–51.

7. Соколов, В.В. Эндоскопическое лечение при раке пищевода. Пособие для врачей / В.В. Соколов, Е.В. Филоненко, Е.С. Карпова, А.С. Мамонтов, В.Г. Верещагин. – Москва. – 2004. – С. 16.

### Abstract

Introduction of laser systems to clinic practice significantly amplified the abilities of endoscopic patient treatment. The software used in endoscopic systems doesn't always allow to take the specifics of image processing into account for analyzing cancer tumors. The article covers fundamentals of photodynamic therapy and structural object detalization of videoendoscopic systems, proposes a sharpness measure for images obtained using such systems, and provides the implementation of algorithms for pre-processing and enhancing the detail of videoendoscopic images, developed based on ImageJ plugin API.

*Поступила в редакцию 21.01.2014 г.*

# О ВОЗМОЖНОСТЯХ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ЛАЗЕРОФОРЕЗА ПРИ ЛЕЧЕНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ У ДЕТЕЙ

УДК 615.849.19

А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко, БГУ, Минск

## Аннотация

Рассмотрены традиционные методы введения лекарственных препаратов в организм и перспективы использования лазерных технологий при лечении детских заболеваний. Установлена возможность регуляции транспорта антибиотиков через искусственные мембраны под действием низкоинтенсивного лазерного излучения. Предложена новая гелевая форма препарата, удобная при проведении лазерофореза. Оценена скорость проникновения антибиотиков (адриамицина и рифампицина) из раствора и геля через кожный покров. Предложено использовать диметилсульфоксид, усиливающий проникновение лекарственных средств через кожу. Отмечена перспективность применения лазерофореза для чрескожного введения антибиотиков в педиатрии.

## Введение

Здоровье и благополучие детей – главная забота семьи, государства и общества в целом, так как дети являются главным резервом страны, который в недалеком будущем будет определять ее благополучие, уровень экономического и духовного развития, состояние культуры и науки. Низкие показатели рождаемости, рост распространенности хронических болезней у детей в Беларуси в значительной степени определяют величину репродуктивных потерь, негативно влияющих на развитие общества.

По данным ВОЗ, в мире ежегодно около 10 млн детей не доживают до пятого дня рождения. Одна только пневмония ежегодно становится причиной смерти 2 млн детей в возрасте до пяти лет [1]. По результатам профилактических осмотров, проведенных в 2012 году, только 27,3 % школьников Беларуси признаны здоровыми, а 14,5 % имеют различные хронические заболевания [2].

Применение современных высокоэффективных лекарственных препаратов (ЛП) в педиатрии требует углубленного изучения клинической фармакологии. Необходимо учитывать возрастные особенности больного ребенка, проводить специальный расчет дозировки лекарства, оценивать возможность возникновения побочного действия препаратов и других факторов, имеющих решающее значение для эффективности и безопасности проводимого лечения [3].

Особенно остро вопрос неинвазивного введения лекарств стоит в неонатальной практике, когда новорожденному необходимо введение лекарственных препаратов до 3-4 раз в сутки. По данным родовспомогательных учреждений, за последние десятилетия заболеваемость новорожденных инфекционно-вирусными заболеваниями выросла в несколько раз, что привело к широкому применению в неонатальной практике антибиотиков 2...4-ой генерации и других ЛП [3].

У детей первых месяцев жизни и новорожденных возможности для абсорбции препаратов значительно выше [3]. Особенности использования лекарств у детей являются зависимостью дозирования лекарства от возраста и массы

тела ребенка, соблюдение адекватности пути введения препарата и детской лекарственной формы, физиологические и патологические особенности детского организма, в частности, несовершенство процессов метаболизма многих лекарств в детском организме.

Весьма актуальной является проблема лечения кожных заболеваний у детей, особенно аллергий, ожогов в условиях участвовавших техногенных катастроф и стихийных бедствий.

## Способы введения лекарственных средств в организм

Широко распространенные методы введения лекарственных веществ в детский организм с помощью таблеток, порошков, растворов через желудок имеют ряд недостатков: длительный латентный период, местное раздражающее действие на слизистую, отрицательное влияние на моторную функцию желудочно-кишечного тракта, первичное прохождение через печень и т.д. Инъекции лекарств с помощью шприца болезненны, инвазивны. Для электрофореза необходимы растворы электролитов. Прохождение электрического тока через организм вызывает ионную асимметрию и образование местных зарядов. Кислота на аноде и щелочь на катоде оказывают раздражающее действие на периферические рецепторы. Применение электрофореза недопустимо при ряде заболеваний, в том числе при гнойничковых поражениях кожи, дерматитах, ожогах и т.д. Фонофорез предъявляет особые требования к лекарственным средствам. Многие гормоны и ферменты, некоторые витамины и другие вещества не обладают устойчивостью к озвучиванию. Фонофорез, как и электрофорез, допускает только косвенное дозирование вводимого лекарственного препарата. Существенным недостатком электрофореза и фонофореза является контактное воздействие на кожу пациента [4, 5].

## Лазерные технологии введения лекарств

В последние десятилетия интенсивно разрабатываются неинвазивные методы и устройства для введения ЛП, которые не обладали бы указанными выше недостатками [4–9]. Эффективным подходом повышения биодоступности лекарственных соединений является использование низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ). Это связано с тем, что НИЛИ обладает способностью существенно и регулируемо увеличивать локальную проницаемость мембранных структур и межмембранных контактов тканей организма для биомолекул, в том числе и биополимеров, в облучаемом участке [10]. Таким образом, применение НИЛИ увеличивает эффективность действия ЛП, что позволяет снизить дозировку ЛП. К преимуществам НИЛИ можно отнести также безвредность, бесконтактность, регулируемость действия и точность дозирования воздействия лазерного излучения (ЛИ) при экспозиции биообъектов, что особенно важно при лечении заболеваний у детей.

Быстрота попадания молекул препарата через кожные покровы в ткани и жидкости организма, степень поддержания эффективного градиента концентраций между кровью и тканями в значительной степени определяется скоростью кровотока [12]. Экспериментально установлено увеличение скорости кровотока при воздействии на ткани НИЛИ, а при витальной микроскопии показано, что в процессе облучения в патологической ткани увеличивается число функционирующих капилляров и новых коллатералей. Усиление регионального кровотока способствует улучшению транспорта лекарственных препаратов и повышает их концентрацию в патологическом очаге [10].

Таким образом, научно-обоснованная разработка подходов использования НИЛИ различного спектрального диапазона с различными режимами работы, определение способов и мест введения лекарств открывает новые возможности для чрескожного введения лекарственных соединений методом лазерофореза в детский организм. ЛИ весьма эффективно для стимуляции заживления ран, рассасывания гематом. При этом на уровне организма человека и экспериментальных животных возникает ответный комплекс адаптационных нервно-рефлекторных и нервно-гуморальных реакций, происходит активация иммунной системы. Воздействие ЛИ на биологические ткани зависит от физических параметров излучения, от активизации физиологических и биохимических реакций, индуцированных лазерным излучением [5–10]. ЛИ привлекает внимание исследователей, так как современные программно-аппаратные средства лазерных комплексов позволяют обеспечивать эффективное управление спектральным, временным и энергетическим составом лазерного излучения.

Лазерофорез антибиотиков, витаминов и других препаратов может быть эффективен для лечения местных инфекционно-воспалительных заболеваний и механических повреждений кожи новорожденных: трещин и эрозий, опрелостей, потертостей, ожоговых поверхностей, гнойных инфекций. Вместе с тем, до настоящего времени многие проявления разностороннего физического и биологического действия НИЛИ на организм человека, особенно на организм ребенка, остаются малоизученными.

На протяжении многих лет биохимические эффекты НИЛИ изучаются на кафедре биохимии и в НИЛ биохимии обмена веществ кафедры биохимии БГУ совместно со специалистами кафедры квантовой радиофизики и оптоэлектроники БГУ, создающими лазерные установки на основе полупроводниковых излучателей для медико-биологического применения [5–9]. В последние годы это творческое сотрудничество развивается по пути исследования биодоступности лекарственных соединений с использованием современных лазерных технологий, в направлении создания эффективных методик повышения транскутанной биодоступности лекарственных соединений с помощью технологии лазерофореза [5–9].

Следует отметить, что не существует единой методики, которой можно было бы руководствоваться при выборе режима работы и параметров ЛИ в процессе проведения лекарственного лазерофореза. Поэтому нами были проведены исследования, направленные на поиск оптимальных для проведения лазерофореза антибиотиков от параметров ЛИ.

Для исследования были выбраны адриамицин и рифампицин – антибиотики с широким спектром

антимикробной активности [11]. Водные растворы этих препаратов прозрачны. Оптические спектры поглощения растворов адриамицина и рифампицина имеют выраженный максимум только в фиолетово-синей области спектра [5], поэтому устойчивы к воздействию излучения красного и инфракрасного диапазона. Так, раствор адриамицина с концентрацией  $C_A = 50$  мкг/мл имеет максимум поглощения излучения на длине волны 480 нм, при этом коэффициент поглощения составляет  $k_{480} = 0,702 \text{ см}^{-1}$  ( $k_{480}/C_A = 1,4 \cdot 10^{-2} (\text{см} \cdot \text{мкг/мл})^{-1}$ ), а на длине волны 670 нм  $k_{670} = 0,023 \text{ см}^{-1}$  ( $k_{670}/C_A = 4,6 \cdot 10^{-4} (\text{см} \cdot \text{мкг/мл})^{-1}$ ). Раствор рифампицина с концентрацией  $C_P = 25$  мкг/мл имеет максимум поглощения излучения на длине волны 470 нм, коэффициент поглощения равен  $k_{470} = 0,840 \text{ см}^{-1}$  ( $k_{470}/C_P = 3,4 \cdot 10^{-2} (\text{см} \cdot \text{мкг/мл})^{-1}$ ), а на длине волны 600 нм  $k_{600} = 0,007 \text{ см}^{-1}$  ( $k_{600}/C_P = 2,8 \cdot 10^{-4} (\text{см} \cdot \text{мкг/мл})^{-1}$ ).

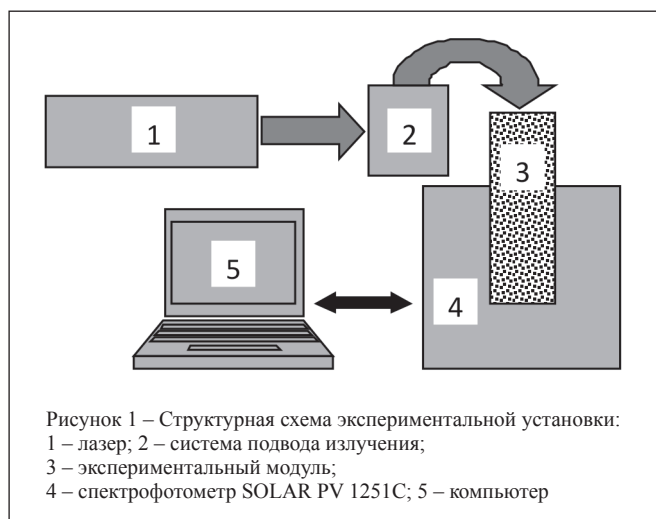
Исследования лазерофореза проводились как с растворами адриамицина и рифампицина, приготовленных на физиологическом растворе (0,9 % NaCl), так и со специальной гелевой формой антибиотиков. Гелевая форма препаратов позволяет принципиально решить проблему растекания лекарства при проведении исследований как *in vitro*, так и на экспериментальных животных. Гель приготавливался на основе агар-агара таким образом, чтобы концентрация активных веществ оставалась такой же, как и в водном растворе.

В качестве дополнительного химического «усилителя» трансмембранного переноса антибиотиков под действием ЛИ применялся диметилсульфоксид (ДМСО). Использование этого растворителя основано на его способности быстро проходить и транспортировать растворенные в нем вещества через биологические мембраны, включая слизистые оболочки и кожу. Кроме того, ДМСО способствует длительному депонированию лекарств в тканях, обладает обезболивающим, местным и системным противовоспалительным действиями, усиливает чувствительность микрофлоры к антибиотикам [11]. ДМСО добавляли в реакционную среду (водный раствор или гель на основе агар-агара) до 10 % от объема.

Исследование транскутанной проницаемости для антибиотиков проводилось на специальной биохимической модели [5, 6]. Каркасом этой модели является гидрофильная полупроницаемая мембрана, через которую могли проходить биомолекулы с молекулярной массой до 12 000 а.е.м. Важнейшими композиционными элементами модели являлись основные биомолекулы кожи – коллаген (белок) и гиалуроновая кислота (полисахарид, входящий в состав внеклеточного основного вещества соединительной ткани позвоночных животных). По важнейшим физико-химическим свойствам и пространственной архитектонике такие мембраны весьма близки к кожному покрову человека [5, 6].

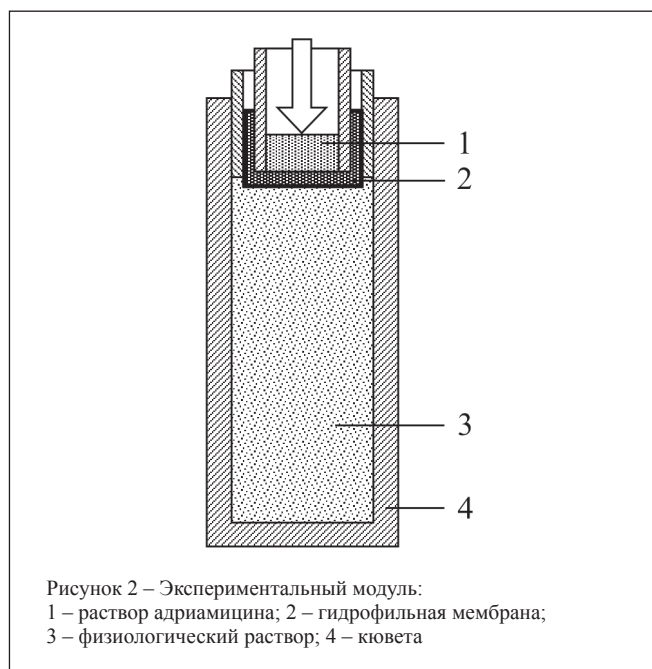
#### Экспериментальная установка и методика измерений

При изучении влияния параметров НИЛИ на биодоступность антибиотиков были использованы гелий-неоновый лазер с длиной волны  $\lambda = 630$  нм (далее ГНЛ-630) и полупроводниковый лазер с  $\lambda = 780$  нм (далее ППЛ-780). Для сравнения экспериментальных результатов от каждого источника излучения с помощью диафрагмы или световода



выделялся световой пучок одной и той же мощности (5 мВт), что контролировалось с помощью измерителя мощности.

Структурная схема экспериментальной установки представлена на рисунке 1. Излучение лазера 1 подается в кювету 3 по гибкому световоду 2, имеющему диаметр 0,4 см и длину 50 см. Излучение к кювете подводилось и другими способами, например, изменением хода луча с помощью системы зеркал или пространственного положения самого источника излучения. Последний вариант особенно удобен при работе с полупроводниковыми источниками. Кювета находится в термостатирующем отделении спектрофотометра 4, где поддерживается постоянная температура 37°C. Работа спектрофотометра контролируется компьютером 5. На рисунке 2 схематично изображен экспериментальный модуль, который включает в себя кювету 4, систему коаксиальных трубочек, необходимую для позиционирования гидрофильной мембраны 2 в кювете, лекарственный препарат 1 и физиологический раствор 4, который моделирует внутреннюю среду организма. Эффективность облучения оценивалась по концентрации действующего вещества в физрастворе 4 по истечении 30 мин. Концентрация определялась с помощью спектрофотометра на основании измерений оптической плотности растворов, полученных под гидрофильной мембраной. В нашем случае концентрации красителя были небольшими, поэтому оптическая плотность раствора линейно зависела от концентрации красителя.



Для определения оптической плотности растворов также возможно использование базисно-нефелометрического метода. Этот метод базируется на концепции «безаприорности», суть которой заключается в минимальном использовании априорной информации и допущений об исследуемой среде, максимальном исключении влияния аппаратуры и физических процессов на результаты измерений, получении опорных (калибровочных) значений определяемых параметров без дополнительных независимых измерений [13]. Базисно-нефелометрический метод может быть реализован в малых объемах пространства с использованием малогабаритных излучателей и приемников. Это позволяет создавать портативные измерители для оперативного контроля прозрачности растворов, в частности, для определения концентрации ЛП, поступающих в физраствор через модель кожи, в экспериментах по проведению лазерофореза.

### Результаты и их обсуждение

В таблице 1 представлены значения массовой концентрации  $n$  действующего вещества, проходящего сквозь гидрофильную мембрану в физиологический раствор из

Таблица 1 – Концентрация в кювете и поток действующего вещества через гидрофильную мембрану

| Препарат                                     | Без облучения   |                                     | Излучение ГНЛ-630             |                                     | Излучение ППЛ-780             |                                     |
|----------------------------------------------|-----------------|-------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------------|
|                                              | $n$ ,<br>мкг/мл | $M$ ,<br>мкг/(мин·см <sup>2</sup> ) | $n$ , мкг/мл;<br>% к контролю | $M$ ,<br>мкг/(мин·см <sup>2</sup> ) | $n$ , мкг/мл;<br>% к контролю | $M$ ,<br>мкг/(мин·см <sup>2</sup> ) |
| Водный раствор адриамицина                   | 23,1            | 4,62                                | 27,7<br>120 %                 | 5,54                                | 30,3<br>131 %                 | 6,07                                |
| Гелевая форма адриамицина                    | 9,5             | 1,90                                | 13,9<br>146 %                 | 2,77                                | 16,2<br>171 %                 | 3,25                                |
| Гелевая форма адриамицина с добавлением ДМСО | 11,0            | 2,20                                | 15,2<br>138 %                 | 3,05                                | 19,3<br>175 %                 | 3,87                                |
| Водный раствор рифампицина                   | 6,0             | 1,21                                | 7,5<br>125 %                  | 1,51                                | 8,1<br>135 %                  | 1,62                                |

водного раствора или гелевой формы препарата. Там же указаны соответствующие значения потока  $M$  действующего вещества, рассчитанные как масса компонента, переносимая через единичную площадку в единицу времени. При расчете было учтено, что объем физраствора в кювете составлял 3 мл, а площадь поверхности мембраны, через которую проникало действующее вещество, составляла 0,5 см<sup>2</sup>. Как видно из таблицы 1, под действием любого излучения препараты проникают через мембрану в раствор быстрее, чем вообще без облучения (в контрольных опытах). Излучение ППЛ-780 оказалось более эффективным для исследованных антибиотиков, чем излучение ГНЛ-630. Под действием излучения ППЛ-780 количество молекул, проникших из водного раствора через мембрану, для адриамицина увеличилось на 31 %, а для рифампицина – на 35 % по сравнению с контрольными экспериментами.

Что касается гелевой формы адриамицина, то на основании экспериментальных данных можно сказать, что молекулы адриамицина выходят из гидрогеля примерно в 2 раза медленнее, чем из водного раствора. Под действием ЛЛ ППЛ-780 из гелевой формы препарата через мембрану проникает на 71 % молекул адриамицина больше, чем в случае без облучения. При добавлении в гель ДМСО количество проникших через мембрану молекул адриамицина увеличивается в среднем на 15 %.

### Заключение

Результаты экспериментов подтверждают возможность влиять на проникновение антибиотиков через кожу с помощью низкоинтенсивного лазерного излучения. Для исследованных антибиотиков ЛЛ с  $\lambda = 780$  нм несколько эффективнее, чем ЛЛ с  $\lambda = 630$  нм.

Таким образом, применение лазерных и биофармацевтических технологий может существенно увеличить эффективность трансдермального введения антибиотиков в детский организм и позволяет снизить дозировку ЛП и повысить эффективность лечения некоторых заболеваний, особенно в случаях, резистентных к терапии, общепринятой при таких заболеваниях.

### Литература:

1. Дроговоз, С.М. Проблемы педиатрии: безопасные лекарства – детям / С.М. Дроговоз, Е.Г. Щекина // Провизор [Электрон. ресурс]. – 2008. – № 13. – Режим доступа : [http://www.provisor.com.ua/archive/2008/N13/pediatr\\_138.php](http://www.provisor.com.ua/archive/2008/N13/pediatr_138.php).
2. Листопадов, В. Как школа губит здоровье наших детей / В. Листопадов // Завтра твоей страны [Электрон. ресурс]. – Режим доступа : [http://www.zautra.by/art.php?sn\\_nid=12373&sn\\_cat=17](http://www.zautra.by/art.php?sn_nid=12373&sn_cat=17). – Дата доступа : 12.03.2013.
3. Самсыгина, Г.А. Цефалоспорины в педиатрии / Г.А. Самсыгина // В мире лекарств [Электрон. ресурс]. – 2000. – № 1. – Режим доступа : <http://medi.ru/doc/7200104.htm>.
4. Жаров, В.П. Лазерные методы транскутанного введения растворов лекарств / В.П. Жаров, А.С. Латышев // Лазерная медицина. – 1998. – Т. 2, вып. 1. – С. 8–16.
5. Лисенкова, А.М. Экспериментальное исследование эффективности лазерного метода регуляции транспорта антибиотиков через модель кожного покрова / А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, В.В. Сенчук // Спектральные приборы для аналитических применений. Перспективные разработки / Белорус. гос. ун-т ; под ред. Е.С. Воропая. – Минск : Изд. центр БГУ, 2005. – С. 174–192.
6. Сенчук, В.В. Новые технологии для увеличения биодоступности антибиотиков / В.В. Сенчук, В.М. Лаврова, А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова // Медэлектроника–2004. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии : материалы III Междунар. науч.-техн. конф., Минск, 9–10 декабря 2004 г. / БГУИР. – Минск : Изд-во БГУИР, 2004. – С. 98–101.
7. Лисенкова, А.М. Оптоэлектронные технологии для медицины и биологии / А.М. Лисенкова, В.А. Фираго, И.А. Кобак, В.Г. Пикулик // Лазерная и оптико-электронная техника: сб. научн. ст. БГУ / вып. 8 / отв. ред. И.С. Манак. – Минск : БГУ, Акад. упр. при Президенте РБ, 2003. – С. 291–313.
8. Солоневич, С.В. Метод определения эффективности лазерофореза / С.В. Солоневич, А.А. Рыжович, С.Б. Бушук, Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко, А.М. Лисенкова // Журн. прикл. спектр. – 2009. – Т. 76, № 6. – С. 939–945.
9. Железнякова, Т.А. Метод лазерофореза посредством излучения с периодически изменяющейся во времени интенсивностью / Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко, С.В. Солоневич, А.А. Рыжович // Вестн. БГУ. Сер. 1. – 2009. – № 3. – С. 24–30.
10. Владимиров, Ю.А. Молекулярно-клеточные механизмы действия низкоинтенсивного лазерного излучения / Ю.А. Владимиров, Г.И. Клебанов, Г.Г. Борисенко, А.Н. Осипов // Биофизика. – 2004. – Т. 49, вып. 2. – С. 339–350.
11. Машковский, М.Д. Лекарственные средства / М.Д. Машковский. – Т. 1. – М. : «Новая волна», 2000. – 540 с.
12. Физиология человека: Учебник / под ред. В.М. Покровского, Г.Ф. Коротько – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Медицина, 2003. – 656 с.
13. Железнякова, Т.А. О возможностях применения базисно-нефелометрического метода определения оптической плотности в исследованиях эффективности лазерофореза / Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко, А.М. Лисенкова // Электроника инфо. – 2007. – № 3 (39). – С. 64–66.

### Abstract

The traditional methods for introduction of medicinal preparations in the human organism and perspectives of laser technologies for children treatment are considered. The opportunity of antibiotics transport regulation through artificial membranes under action of low intensity laser radiation is established. New more convenient gellike form of preparation is offered for laser phoresis realization. The speed of antibiotics (adriamycin and rifampicin) penetration through skin from solution and gel is appreciated. Dimethyl sulfoxide are proposed for intensifying penetration of medical products across skin. The laser phoresis for transcutaneous introduction of antibiotics is efficient application in pediatry.

Поступила в редакцию 11.11.2013 г.

## Программаторы для любых микросхем

SEEPROM SEEPROM SEEPROM SEEPROM SEEPROM SEEPROM SEEPROM SEEPROM  
EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM EEPROM  
EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM EPROM  
FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH FLASH  
PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC PIC  
MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU MCU  
PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL PAL

+375 (17) 266-32-09 [www.chipstar.ru](http://www.chipstar.ru)

# СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ НЕИНВАЗИВНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ БИОТКАНЕЙ

УДК 535.36; 615.831

С.А. Лысенко, М.М. Кугейко, БГУ, г. Минск

## Аннотация

В статье приводится обзор методов определения структурно-морфологических параметров тканей организма человека по спектрально-пространственным характеристикам поля обратного рассеянного излучения. Рассматривается выбор оптимальных спектральных и энергетических параметров облучения при лазерной терапии биологической ткани, учитывающий распределение освещенности по глубине ткани и спектры действия света на ее хромофоры.

## Введение

Неинвазивные методы оптической диагностики биотканей основаны на воздействии на ткань излучением с различной длиной волны или с широким спектром и анализе спектральных и пространственных характеристик поля обратного рассеянного тканью излучения. Детектируемые оптические сигналы являются суперпозицией рассеивающих и поглощающих свойств ткани и поэтому несут информацию о ее структуре и компонентном составе. Однако известные методы анализа сигналов обратного рассеяния (ОР) биологических тканей [1–7] либо не обеспечивают необходимой для практики точности оценки искомых параметров, либо требуют больших вычислительных затрат и поэтому исключают возможность оперативной интерпретации результатов измерений. Таким образом, разработка новых, простых и надежных методов теории переноса излучения в однородных и многослойных биотканях все еще продолжает оставаться актуальной задачей. Не менее важной задачей является разработка новых подходов к обработке данных оптического зондирования биотканей, позволяющих оперативно восстанавливать их параметры в тех случаях, когда объем экспериментальных данных явно не достаточен для использования строгих математических методов решения некорректных обратных задач, а также к выбору длин волн зондирующего излучения и геометрических параметров эксперимента, оптимальных для определения искомых параметров ткани в условиях априорной неопределенности всех ее параметров, влияющих на потоки обратного рассеянного излучения.

В настоящей работе дан анализ последних достижений в решении проблем, сдерживающих использование методов оптической диагностики и терапии в современной клинической практике.

## Спектроскопия с пространственным разрешением

Структурные параметры и компонентный состав ткани можно определять по сигналам рассеянного ею света, регистрируемому на различных расстояниях от области облучения. Доставка излучения на ткань и сбор рассеянного ею потока, как правило, осуществляются при помощи оптических волокон. Регистрируемые сигналы  $P(L, \lambda)$  в этом случае определяются выражением:

$$P(L, \lambda) = P_0(\lambda)A(L, \lambda)G(L)\tau(\lambda)S(\lambda), \quad (1)$$

где  $P_0(L)$  – мощность зондирующего излучения,  $L$  – расстояние между центрами волокон для доставки и приема

излучения,  $\lambda$  – длина волны излучения,  $G(L)$  – собирающая способность волокон,  $S(\lambda)$  – спектральная чувствительность приемника,  $\tau(\lambda)$  – функция пропускания оптической системы,  $A(L, \lambda)$  – отражательная способность ткани (отношение потока диффузного излучения, выходящего с площадки на поверхности среды вне области падающего света, к потоку коллимированного света, падающего на среду).

Для устранения необходимости калибровки измерительного устройства задачу определения параметров ткани рассматривают для разностей логарифмов  $P(L, \lambda)$  пространственно разнесенных принимающих волокон –  $r(L, \lambda) = -\ln(P(L, \lambda) / P(L_0, \lambda))$ , где  $L_0$  – расстояние между освещающим волокном и ближайшим к нему принимающим волокном [8–10]. Сигналы  $r(L, \lambda)$  представляются в виде вектора измерений  $r$  из  $N_{\text{mes}} = N_\lambda(N_L - 1)$  компонент, где  $N_\lambda$  и  $N_L$  – количество спектральных и пространственных каналов регистрации рассеянного света. Производится разложение  $r$  по собственным векторам  $g_n$  ( $n = 1, \dots, T$ ) его ковариационной матрицы. Коэффициенты разложения  $h_n$  находятся по формуле

$$h_n = g_n(r - \langle r \rangle), \quad (2)$$

где  $\langle r \rangle$  – средний вектор измерений;  $T$  – количество используемых собственных векторов. Искомые параметры ткани  $p = (p_i)$  восстанавливаются из проекций вектора измерений на пространство из базисных векторов  $g_n$  с использованием полиномиальных множественных регрессий между  $p$  и  $g_n$ :

$$p_i = a_{i0}^i + \sum_{n=1}^T \sum_{m=1}^M a_{nm}^i [h_n(i, j)]^m, \quad (3)$$

где  $a_{i0}^i$  и  $a_{nm}^i$  – коэффициенты регрессии,  $M$  – степень полинома.

Для получения векторов  $g_n$ ,  $\langle r \rangle$  и коэффициентов регрессии (3) используется модель переноса света в исследуемой среде, позволяющая по заданным параметрам среды  $p$  рассчитывать измеряемые в эксперименте сигналы  $r(L, \lambda)$ . На основе этой модели формируют «обучающий» ансамбль реализаций  $p$  и  $r$ . Далее по формуле (2) находят коэффициенты разложения  $h_n$  всех реализаций  $r$  по базисным векторам  $g_n$  и с использованием метода наименьших квадратов вычисляют коэффициенты регрессии между  $p$  и  $g_n$ .

Оптимальное для восстановления  $p$  количество собственных векторов  $T$  определяется на основе замкнутых численных экспериментов, суть которых состоит в следующем. Первоначально на основе «обучающего» ансамбля реализаций  $r$  формируется «тестовый» ансамбль, в котором каждая реализация  $r$  получается путем наложения на компоненты исходного вектора  $r$  случайных отклонений в заданных пределах. Далее перебираются все реализации «тестового» ансамбля и для каждой из них осуществляется решение обратной задачи по формулам (2), (3). Получаемые в результате значения модельных параметров  $p^*$  сравниваются с их известными значениями  $p$ . После перебора всех

реализаций вычисляются погрешности восстановления  $r$ , в соответствии с которыми и выбирается оптимальное значение  $T$ . Восстановление модельных параметров в условиях «возмущения» исходных данных позволяет оценить устойчивость решения обратной задачи к погрешностям измерений.

Данный метод интерпретации данных оптических измерений позволяет осуществлять переход от измеряемых оптических сигналов к структурно-морфологическим параметрам (СМП) ткани в режиме реального времени без решения уравнения переноса излучения и использования сложных математических алгоритмов решения некорректных обратных задач. Метод позволяет учесть многослойное строение ткани и произвольную геометрическую конфигурацию каналов послыски и регистрации в оптоволоконном зонде.

Возможности регрессионного подхода к интерпретации данных оптического зондирования биотканей продемонстрированы также в работах [8–10], в которых оценена потенциальная точность восстановления всех СМП тканей организма человека, проявляющихся в потоках многократно рассеянного ими излучения; выбраны оптимальные конфигурации волокон для доставки излучения на ткань и сбора рассеянного ею потока; установлены регрессионные связи между СМП кожи и слизистых оболочек человека и спектрально-пространственными характеристиками их обратного рассеяния (ОР). На основе полученных результатов предложен ряд неинвазивных, оперативных и бескалибровочных методов диагностики кожи и слизистых оболочек [8–13], способных найти широкое применение в онкологии, хирургии, неонатологии, педиатрии, дерматологии и в ряде других областей медицины.

#### Оптическая диагностика биотканей на основе аппроксимирующих функций для потоков многократно-рассеянного излучения

Регрессионный подход к решению обратных задач при всех своих важных достоинствах не позволяет выполнять тонкий спектральный анализ характеристик ОР ткани, например, выявлять в них особенности, обусловленные малыми вариациями компонентного состава крови. В частности, это относится к содержанию дисгемоглобинов в крови (карбоксии-, мет- и сульфгемоглобина), спектры поглощения которых существенно перекрываются с аналогичными спектрами основных форм гемоглобина (окси- и деоксигемоглобина). Для более точного анализа гемоглобинов в крови необходимо, во-первых, обеспечить измерение характеристик ОР ткани с высоким спектральным разрешением, а во-вторых, иметь в распоряжении надежные методы теоретического расчета данных характеристик.

С целью повышению точности количественного анализа экспериментальных данных и уменьшения времени анализа в [14–16] получены простые аналитические выражения, позволяющие в явном виде рассчитывать спектрально-пространственные характеристики ОР кожи и слизистых оболочек человека с точностью метода Монте-Карло (МК). Рассматривались следующие характеристики среды:

– коэффициент диффузного отражения (КДО)  $R$ , представляющий собой отношение диффузно-отраженного средой потока к падающему на нее потоку;

– отражательная способность  $A$ ;

– разностные сигналы обратного рассеяния  $g = \ln(P(L_0)/P(L))$ , где  $P(L_0)$  и  $P(L)$  – световые сигналы, собираемые с площадок на поверхности среды, расположенных на расстояниях  $L_0$  и  $L$  от области послыски возбуждающего излучения. Аналитические выражения для данных характеристик получены путем аппроксимации результатов их численных расчетов методом МК в приближении оптических моделей кожи и слизистых оболочек, представленных в работах [9, 10].

Рассмотрим возможность определения концентраций производных гемоглобина в крови на основе спектроскопии с пространственным разрешением и полученных выражений для разностных сигналов рассеянного кожей излучения  $g$ . Функция, аппроксимирующая зависимость  $g$  от оптических параметров среды, моделирующей кожную ткань, имеет вид:

$$\begin{aligned} r = & a_{0,0} + \sum_{m=1}^3 a_{1,m} (\eta - 1)^m + \sum_{m=1}^3 a_{2,m} (\beta')^m + \\ & + \sum_{m=1}^3 a_{3,m} k_d^m + \beta' \sum_{m=1}^3 a_{4,m} \left( \frac{\beta'}{k_d} \right)^m + \\ & + \sum_{m=1}^3 a_{5,m} \left( \frac{\beta'}{1+g} \right)^m + \sum_{m=1}^3 a_{6,m} (k_e d_e)^m + \\ & + \sum_{m=1}^3 a_{7,m} (k_d \delta_d)^m + D_e \sum_{m=1}^3 a_{8,m} \left( \frac{k_e}{\beta'} \right)^m + \\ & + \delta_d (\lambda) \sum_{m=1}^3 a_{9,m} \left( \frac{k_d}{\beta'} \right)^m + \\ & + k_e d_e \sum_{m=1}^3 \left( a_{10,m} \left( \frac{d_e}{\delta_d} \right)^m + a_{11,m} \left( \frac{k_e}{\beta'} \right)^m \right) + \\ & + k_d \delta_d \sum_{m=1}^3 a_{12,m} \left( \frac{d_e}{\delta_d} \right)^m, \end{aligned} \quad (4)$$

где  $a_{i,m}$  – коэффициенты аппроксимации, зависящие от геометрических параметров эксперимента;  $\eta$ ,  $\beta'$  и  $g$  – показатель преломления, транспортный коэффициент рассеяния и фактор анизотропии рассеяния кожной ткани соответственно;  $k_e$  и  $k_d$  – коэффициенты поглощения эпидермиса и дермы;  $d_e$  – толщина эпидермиса;  $\delta_d = 1/\sqrt{3k_d(k_d + \beta')}$  – глубина проникновения света в дерму (в диффузионном приближении).

Выражения, описывающие спектральные зависимости  $\beta'$ ,  $g$ ,  $k_e$  и  $k_d$ , приведены в работах [9, 12]. Подставив эти выражения в формулу (4), получим зависимость сигналов  $r$  от  $\lambda$  и модельных параметров  $r$ .

Решение обратной задачи осуществляется путем минимизации невязки между экспериментальным и рассчитанным с использованием модели спектрально-пространственным профилем  $g(L, \lambda)$ . Используется оптическая модель кожи [9], в которой, помимо окси- (HbO<sub>2</sub>) и деоксигемоглобина (Hb) дополнительно учитывается присутствие в крови карбоксии- (COHb), мет- (MetHb)

и сульфгемоглобина (SHb). Полагается, что возбуждающее излучение посылается на кожу посредством волокна с диаметром 0,4 мм, а на расстояниях  $L = 0,4, 0,8, 1,2, 1,6$  и 2,0 мм от него располагаются принимающие волокна, также с диаметром 0,4 мм. С использованием модели [9] методом МК рассчитаны 350 случайных реализаций сигналов  $r(L, \lambda)$  в спектральном диапазоне 450–800 нм (экспериментальные результаты). Для каждой реализации  $r(L, \lambda)$  проведено восстановление оптических модельных параметров с использованием аналитического выражения (4) для расчета  $r(L, \lambda)$ . На рисунке 1 сопоставлены точные и восстановленные из сигналов  $r(L, \lambda)$  значения концентраций  $\text{HbO}_2$ , MetHb, COHb и SHb, а также указаны коэффициенты корреляции ( $\rho$ ) между точными и восстановленными значениями концентраций. Видно, что рассматриваемые измерения обладают достаточно высокой чувствительностью к присутствию в крови всех анализируемых производных гемоглобина. При этом аналитический метод расчета оптических сигналов позволяет выполнять анализ гемоглобинного состава в реальном масштабе времени.

### Мультиспектральная видеорефлектометрия биотканей

Рассмотренные выше методы позволяют судить о состоянии ткани только в точке ее соприкосновения с торцом оптоволоконного зонда. Между тем, для вынесения более точного онкологического диагноза необходима информация о распределении СМП в подозрительном новообразовании и в окружающей его нормальной ткани. В этом отношении наибольшими диагностическими возможностями обладают методы мультиспектральной видеорефлектометрии биологических объектов [15–22].

Процесс получения мультиспектрального изображения исследуемой ткани можно схематично представить следующим образом. Для подсветки ткани используется набор светодиодов или лазерных источников. Поток возбуждающего излучения с различными длинами волн последовательно направляется на исследуемую ткань. Отраженный от ткани свет собирается линзой на ПЗС-матрице и на основе ее фотосигналов формируется мультиспектральное изображение ткани. Для исключения попадания на светочувствительные элементы матрицы зеркально отраженного света перед источником излучения и

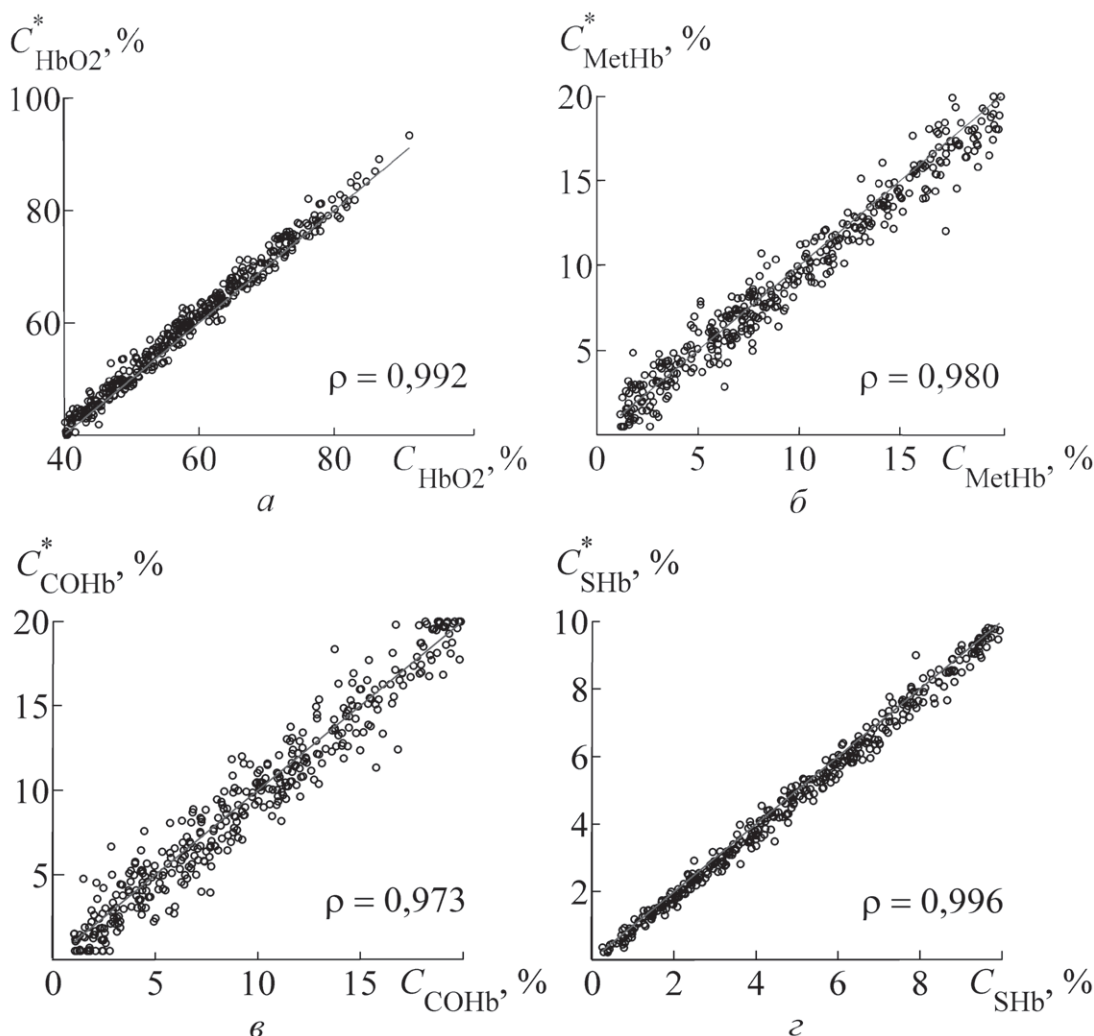


Рисунок 1 – Сопоставление заданных (ось абсцисс) и восстановленных из сигналов  $r(L, \lambda)$  (ось ординат) относительных концентраций окси- (а), мет- (б), карбокси- (в) и сульфгемоглобина (г) в крови

перед блоком регистрации излучения устанавливаются взаимно ортогональные поляризационные фильтры. Сигналы на выходе ПЗС-матрицы (спектральные слои изображения) определяются в соответствии с формулой

$$V(x, y, \Lambda_k) = G(\theta, x, y) \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} P_k(\lambda) \tau(\lambda) D(\lambda) R(x, y, \lambda) d\lambda, \quad (5)$$

где  $\lambda$  – длина волны света;  $x, y$  – координаты элемента поверхности ткани;  $\Lambda_k$  – спектральный участок, соответствующий  $k$ -му излучателю ( $k = 1, \dots, N_\lambda$ );  $P_k(\lambda)$  – спектральная мощность  $k$ -го излучателя;  $\tau(\lambda)$  – спектральное оптическое системы;  $D(\lambda)$  – спектральная чувствительность матрицы;  $R(x, y, \lambda)$  – КДО ткани;  $G(\theta, x, y)$  – геометрический фактор, зависящий от пространственного распределения освещенности ткани и угла  $\theta$  между нормалью к поверхности ткани и осью собирающей линзы;  $\lambda_1$  и  $\lambda_2$  – границы диапазона спектра, используемого блоком регистрации.

Двумерные распределения СМП  $p(x, y)$  ткани удобно определять на основе изображения  $w(x, y, \Lambda_k) = V(x, y, \Lambda_k)/V(x, y, \Lambda_{\text{ref}})$ , получаемого нормировкой исходного изображения  $V(x, y, \Lambda_k)$  на один из его спектральных слоев  $V(x, y, \Lambda_{\text{ref}})$ . Как следует из (5), изображение  $w(x, y, \Lambda_k)$  не зависит от пространственного распределения освещенности ткани и положения ткани относительно блока регистрации рассеянного им излучения. В связи с этим зависимость  $w(x, y, \Lambda_k)$  от спектральных характеристик компонентов измерительного устройства легко учесть на основе аналогичных измерений для белого диффузного отражателя с КДО, независящим от  $\Lambda_k$ . При использовании узких спектральных участков такие измерения позволяют осуществлять переход от нормированных изображений ткани  $w(x, y, \Lambda_k)$  к нормированным распределениям ее КДО:

$$\frac{R(x, y, \lambda_k)}{R(x, y, \lambda_{\text{ref}})} = \frac{w(x, y, \lambda_k)}{w_0(x, y, \lambda_k)},$$

где  $\lambda_k$  и  $\lambda_{\text{ref}}$  – центральные длины волн участков  $\Lambda_k$  и  $\Lambda_{\text{ref}}$ ;  $w_0(x, y, \Lambda_k)$  – нормированное мультиспектральное изображение белого диффузного отражателя. Параметрические карты  $p(x, y)$  получают в приближении модели переноса света в ткани путем анализа спектральных коэффициентов  $r(\lambda_k) = R(\lambda_k)/R(\lambda_{\text{ref}})$  для каждой точки  $(x, y)$  изображения ткани. Оперативность решения этой задачи достигается за счет использования множественных регрессий между  $p$  и  $r(\lambda_k)$ :

$$p_i = a_{i0}^{i_0} + \sum_{k=1}^{N_\lambda} \sum_{m=1}^M a_{km}^{i_0} [\ln r(\lambda_k)]^m, \quad (6)$$

где  $a_{i0}^{i_0}$  и  $a_{km}^{i_0}$  – коэффициенты регрессии, предварительно полученные на основе результатов численного моделирования спектра КДО ткани при широкой вариации модельных параметров [15, 16, 21, 22]. Рабочие длины волн выбираются исходя из анализа линейно-независимых компонент спектра КДО ткани и требований минимизации погрешности решения обратной задачи в условиях априорной неопределен-

ности всех параметров ткани, влияющие на процесс распространения в ней света. Выбор соответствующих  $\lambda_k$  для слизистых оболочек человека проведен в работе [16], на основании чего предложен метод оперативной реконструкции двумерных распределений параметров, характеризующих опухолевый процесс (объемных концентраций меланина и капилляров, степени оксигенации крови, среднего диаметра капилляров и эффективного размера рассеивателей ткани), по снимкам ткани в диффузно-отраженном ее свете с  $\lambda = 450, 480, 577, 600, 660$  и  $700$  нм. Аналогичная задача для кожной ткани рассмотрена в работах [15, 21]. Предложенные методы обработки мультиспектральных изображений тканей организма человека позволяют от субъективного (визуального) исследования ткани перейти к объективной (количественной) оценке ее состояния и в значительной мере снизить вероятность диагностических ошибок.

### Персонализированная лазерная терапия биотканей

Эффективность различных механизмов воздействия света на биоткань пропорциональна световой мощности, поглощенной хромофором-мишенью в ткани (молекулярный кислород, фотосенсибилизатор, оксигемоглобин, и т.д.). Однако из-за экранирующего эффекта биоткани и вариаций ее оптических свойств мощность воздействующего излучения не связана напрямую с величиной световой мощности, поглощенной хромофором-мишенью. Увеличение дозы облучения обеспечивает пропорциональный рост поглощенной световой мощности, но может вызывать ряд отрицательных эффектов передозировки лазерного воздействия.

Количественной мерой эффективности фотопроцессов в облучаемой ткани, вызываемых поглощением света ее хромофором  $X$ , служит спектр действия света на данный хромофор:

$$K_X(z, \lambda) = C_X(z) k_X(\lambda) \Phi(z, \lambda), \quad (7)$$

где  $C_X$  и  $k_X$  – концентрация и коэффициент поглощения хромофора;  $\Phi(z, \lambda)$  – распределение спектральной плотности излучения по глубине  $z$  ткани.

В работе [23] предложен быстрый и высокоточный метод расчета распределения плотности излучения по глубине многослойной среды. Данный метод в сочетании с аппроксимирующими формулами для потоков ОР тканью излучения и математическими алгоритмами решения обратных задач позволяет определять плотность излучения  $\Phi(z, \lambda)$  в ткани по спектру ее ОР. Зная концентрации хромофоров ткани  $C_X$  и распределение  $\Phi(z, \lambda)$ , можно по формуле (7) рассчитать спектры действия света на данные хромофоры и тем самым оценить эффективность поглощения ими воздействующего излучения. В качестве примера на рисунке 2 представлены результаты восстановления интегральных по глубине дермы спектров действия света на билирубин  $K_{\text{bil}}(\lambda)$  из спектров КДО кожи, смоделированных методом МК.

Различие между точными и восстановленными спектрами  $K_{\text{bil}}(\lambda)$  мало и не существенно для практики, например, для выбора энергетических и спектральных характеристик лазерного излучения, используемого для

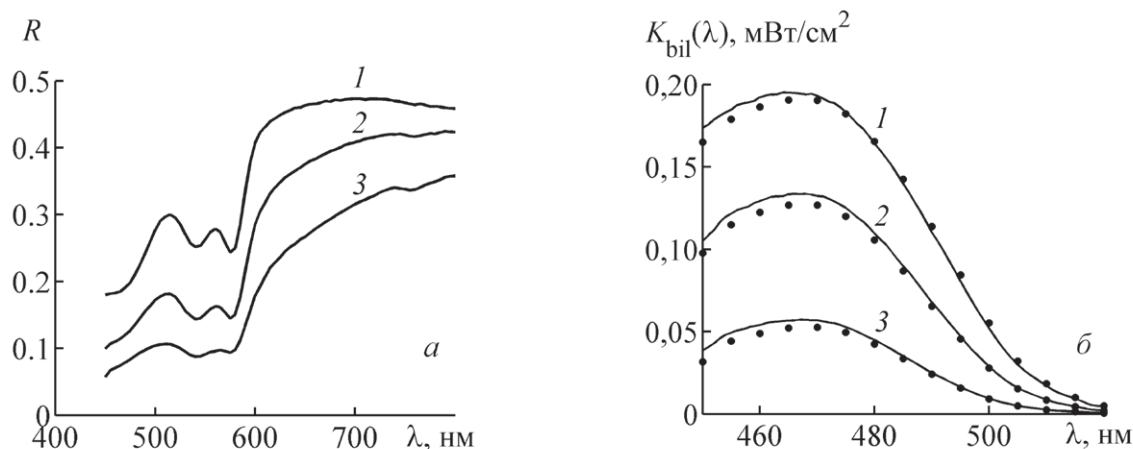


Рисунок 2 – Результаты численных экспериментов по восстановлению спектра действия света на билирубин  $K_{bil}(\lambda)$  из спектра КДО кожи: а – спектры КДО кожи, рассчитанные методом МК при трех комбинациях модельных параметров (кривые 1–3); б – точные (точки) и восстановленные из  $R(\lambda)$  (кривые) спектры  $K_{bil}(\lambda)$

лечения гипербилирубинемии новорожденных детей. Таким образом, дозиметрические данные можно получать с необходимой для практики точностью и оперативностью по спектру диффузного отражения ткани, что позволяет учесть особенности ткани конкретного пациента и составляет теоретическую основу персонализированной лазерной терапии.

### Заключение

Рассмотренные работы вносят существенный вклад:

- в теорию переноса излучения в биотканях, заключающийся в разработке простого и высокоточного метода расчета пространственной освещенности в многослойной ткани и получении аппроксимирующих функций для потоков обратно рассеянного тканью излучения, позволяющих в реальном времени рассчитывать измеряемые в эксперименте сигналы с точностью метода МК и решать задачи послойной дозиметрии лазерного излучения;

- в теорию решения обратных задач оптики светорассеивающих сред, заключающийся в использовании аналитических выражений, связывающих световые потоки, обратно рассеянные однородной и двухслойной средой, с оптическими параметрами среды; установлении регрессионных связей между СМП биоткани и спектрально-пространственными характеристиками ее ОР, а также спектральными характеристиками ее изображения, что позволяет осуществлять переход от измеряемых оптических сигналов к искомым параметрам ткани без решения уравнения переноса и использования сложных математических алгоритмов решения обратных задач.

### Литература:

1. Zonios, G. Diffuse reflectance spectroscopy of human adenomatous colon polyps in vivo / G. Zonios [et. al.] // Appl. Opt. – 1999. – V. 38, № 31. – P. 6628–6637.
2. Ghosh, N. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue / N. Ghosh [et. al.] // Appl. Opt. – 2001. – V. 40, № 1. – P. 176–184.
3. Zonios, G. Modeling diffuse reflectance from semi-

infinite turbid media: application to the study of skin optical properties / G. Zonios, A. Dimou // Optics Express. – 2006. – V. 14, № 19. – P. 8661–8674.

4. Bigio I.J., Reif R., A' Amar O. Detecting optical properties of a turbid medium // Patent № US 2010/0042005 A1, A61B 6/00, G01N 21/00, G01N 21/55, 18.02.2010.

5. Stelzle, F. In vivo optical tissue differentiation by diffuse reflectance spectroscopy / F. Stelzle [et. al.] // Surg. Innovation. – 2012. – V. 19, № 4. – P. 385–393.

6. Spliethoff, J.W. Improved identification of peripheral lung tumors by us-ing diffuse reflectance and fluorescence spectroscopy / J.W. Spliethoff [et. al.] // Lung Cancer. – 2013. – V. 80, № 2. – P. 165–171.

7. Hennessy, R. Monte Carlo lookup tablebased inverse model for extracting optical properties from tissuesimulating phantoms using diffuse reflectance spectroscopy / R. Hennessy [et. al.] // J. Biomed. Opt. – 2013. – V. 18, № 3. – P. 037003-1–4.

8. Лысенко, С.А. Неинвазивная диагностика микрофизических параметров кожи на основе спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Журн. прикл. спектр. – 2012. – Т. 79, № 6. – С. 932–941.

9. Лысенко, С.А. Метод оперативной количественной интерпретации спектрально-пространственных профилей диффузного отражения биологических тканей / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Оптика и спектр. – 2013. – Т. 114, № 2. – С. 105–114.

10. Лысенко, С.А. Оперативное определение биофизических параметров слизистых оболочек организма человека / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Квант. электроника. – 2013. – Т. 43, № 7. – С. 683–689.

11. Лысенко, С.А. Регрессионный подход к неинвазивному определению билирубина в крови новорожденных / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Журн. прикл. спектр. – 2012. – Т. 79, № 3. – С. 403–410.

12. Лысенко, С.А. Метод неинвазивного определения содержания гемоглобина в биологических тканях / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Журн. прикл. спектр. – 2012. – Т. 79, № 4. – С. 656–662.

13. Лысенко, С.А. Метод неинвазивного определения оптических и микрофизических параметров кожи человека / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Измерит. техн. – 2013. – № 1. С. 68–73.

14. Лысенко, С.А. Экспресс анализ гемоглобинов цельной крови методом светорассеяния / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Журн. прикл. спектр. – 2013. – Т. 80, № 3. – С. 432–441.

15. Лысенко, С.А. Метод определения концентраций пигментов кожи по ее мультиспектральным изображениям / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Измерит. техн. – 2013. – № 6. – С. 67–72.

16. Лысенко, С.А. Количественная мультиспектральная эндоскопия / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Измерит. техн. – 2013. – № 11 (в печати).

17. Yu, C.C. Quantitative spectroscopic imaging for non-invasive early cancer detection / C.C. Yu [et. al.] // Opt. Express. – 2008. – V. 16, № 20. – P. 16227–39.

18. Klaessens, J.H.G.M. Non-invasive skin oxygenation imaging using a multi-spectral camera system: effectiveness of various concentration algorithms applied on human skin / J.H.G.M. Klaessens [et. al.] // IFMBE Proceedings. – 2009. – V. 25, № 2. – P. 725–728.

19. Jakovels, D. 2-D mapping of skin chromophores in the spectral range 500–700 nm / D. Jakovels, J. Spigulis // J. Biophoton. – 2010. – V. 3, № 3. – P. 125–129.

20. Jacques, S.L. Rapid spectral analysis for spectral

imaging / S.L. Jacques, R. Samatham, N. Choudhury // Biomed. Opt. Express. – 2010. – V. 1, № 1. – P. 157–164.

21. Лысенко, С.А. Метод оперативной количественной интерпретации мультиспектральных изображений биологических тканей / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Оптика и спектр. – 2013. – Т. 115, № 4. – С. 148–157.

22. Лысенко, С.А. Оперативный количественный анализ мультиспектральных изображений тканей организма человека // Квант. электроника. – 2013. – Т. 43, № 8. – С. 777–784.

23. Лысенко, С.А. Метод расчета характеристик световых полей в задачах оптической диагностики и персонализированной терапии биологических тканей / С.А. Лысенко, М.М. Кугейко // Журн. прикл. спектр. – 2013. – Т. 80, № 2. – С. 273–280.

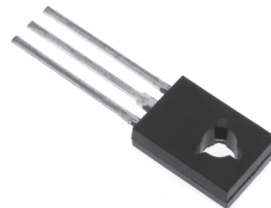
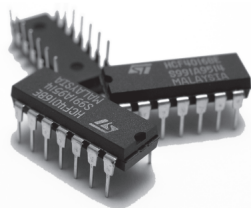
#### Abstract

This article represents the review of the authored-developed methods to determining structural and morphological parameters of tissues of human body by means of spectral and spatial characteristics of light backscattered by them. An approach to choosing of optimal spectral and energy parameters of radiation treatment of biological tissues is proposed, considering light flux distribution over the depth of the tissue and spectrum of light action on tissue's chromophores.

*Поступила в редакцию 16.12.2013 г.*

## VECTOR OF TECHNOLOGIES

**Поставка электронных компонентов со склада и под заказ:  
тиристорные модули, транзисторные модули,  
микросхемы, диоды, транзисторы,  
диодные мосты.**



**Компания «Вектор Технологий»  
также является официальным дистрибьютором  
на территории Республики Беларусь компаний  
SICK, YASKAWA, DATALOGIC, STEUTE, FOTEK, WEG и VIPA.**

Наши специалисты с радостью помогут решить ваши задачи.  
Tel: +375-17-265-60-15, fax: +375-17-265-60-16, mob: +375-29-685-60-15.  
info@vec-tech.by, web: <http://www.vec-tech.by>

# КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО И ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЕЙ В УСТАНОВКЕ ОБЩЕЙ ГИПЕРТЕРМИИ

УДК 616-006: 616-71: 612.563

А.М. Дежурко, А.А. Конопелько, С.В. Малый, С.Г. Мулярчик, БГУ, г. Минск

## Аннотация

Представлены результаты компьютерного моделирования электромагнитного и температурного полей медицинской процедуры общей гипертермии, направленного на выяснение причин возникновения локальных ожогов у пациентов и поиск возможных способов их преодоления.

## Постановка задачи

Борьба со злокачественными новообразованиями – актуальная задача медицины сегодня. Одним из перспективных методов борьбы с опухолями является общая гипертермия – лечение опухолей путем контролируемого нагревания тканей тела человека до температуры, превышающей нормальную [1]. Гипертермический метод лечения потребовал создания нового класса установок – специализированных кушеток, оснащенных генератором электромагнитных колебаний с автоматическим регулированием мощности излучения для поддержания температуры в нужных пределах, системой прецизионного контроля температуры в различных частях тела, системой охлаждения для отвода тепла с поверхности тела пациента (рисунок 1 а).

Конструктивно установка представляет собой кушетку для размещения больного (рисунок 1 б), на которой имеется водяная подушка (боллос). Внутри кушетки находятся аппликатор (излучатель емкостного типа) и контур системы охлаждения спины пациента, замкнутый с боллосом. Аппликатор емкостного типа состоит из двух металлических пластин, расположенных на расстоянии 20 см друг от друга. На пластины подается переменное напряжение с частотой 13,56 МГц. Для контроля температуры пациента в нескольких характерных точках тела устанавливают термодатчики [2].

Температурный режим процедуры гипертермии включает нагревание пациента, поддержание «плато» температуры и остывание.

Одна из серьезных проблем, с которыми столкнулись врачи при проведении процедуры гипертермии – возникновение ожогов. Наличие локальных ожогов свидетельствует о неравномерном распределении электрического поля в тканях пациента и, как следствие, о его неравномерном прогреве. Основная задача настоящего исследования – методом компьютерного моделирования определить возможные причины неравномерного прогрева пациента и найти способы их преодоления.

## Используемые модели и параметры

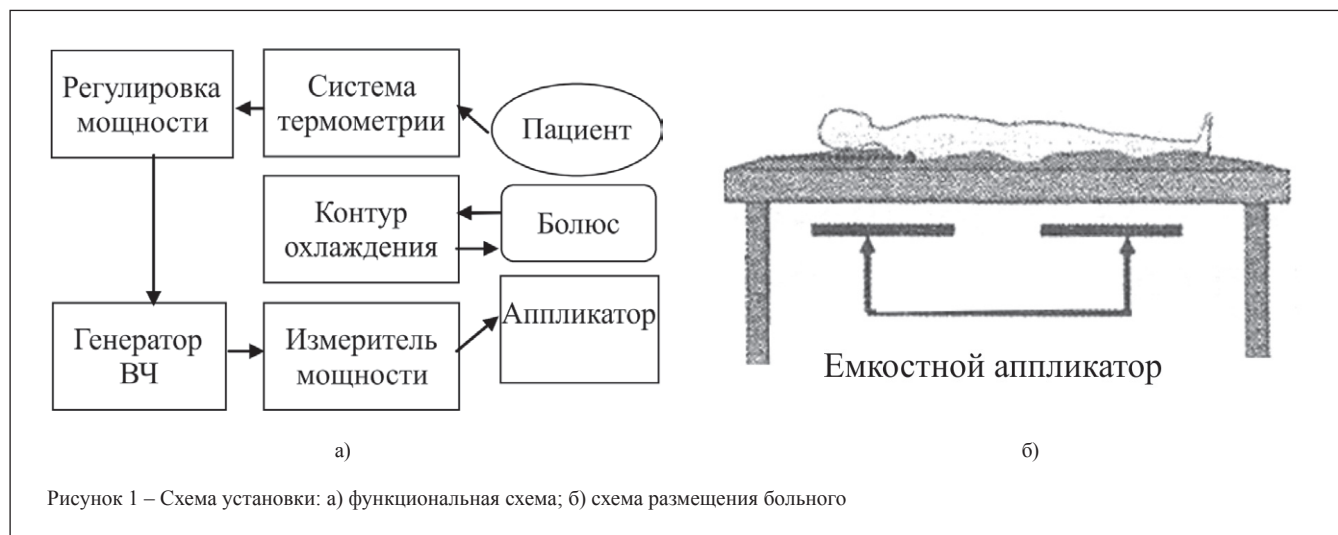
При проведении вычислительных экспериментов использовались следующие данные: частота электромагнитных колебаний  $f = 13,56$  МГц; размеры пластины емкостного аппликатора –  $0,5 \times 0,45$  м; расстояние между пластинами –  $0,2$  м; размеры фантома –  $1,8 \times 0,45 \times 0,35$  м; параметры биологической ткани (рисунок 2). При моделировании использовались параметры биологических тканей, приведенные в таблице 1.

Таблица 1 – Параметры биологических тканей

| Материал       | $\mu$ | $\varepsilon$ | $\sigma$ [См/м] | $k$ [Вт/(м*К)] | $C$ [Дж/(кг*К)] | $\rho$ [кг/м <sup>3</sup> ] |
|----------------|-------|---------------|-----------------|----------------|-----------------|-----------------------------|
| Жировая ткань  | 1     | 6             | 0,04            | 0,21           | 4180            | 918                         |
| Мышечная ткань | 1     | 66            | 0,71            | 0,52           | 3639            | 1060                        |

В таблице:  $\mu$  – относительная магнитная проницаемость;  $\varepsilon$  – относительная диэлектрическая проницаемость;  $\sigma$  – удельная проводимость;  $k$  – теплопроводность;  $C$  – удельная теплоемкость;  $\rho$  – плотность.

При расчете электромагнитного поля моделирование выполнялось в частотной области, а при расчете распределения температуры – во временной. В обоих случаях дис-





кретизация решаемых уравнений осуществлялась методом конечных элементов на треугольной сетке. Привлекаемая электромагнитная модель:

$$\nabla \times H = \sigma E + \frac{\partial \epsilon E}{\partial t}, \quad \nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t}, \quad (1)$$

где  $H$  – напряженность магнитного поля,  $E$  – напряженность электрического поля,  $t$  – время [3].

Электромагнитное поле возбуждалось плоской волной в области между пластинами аппликатора. В качестве граничного условия области моделирования использовалось условие полного поглощения [3].

Привлекаемая температурная модель [4]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{ext}, \quad (2)$$

где  $\rho$  – плотность ткани,  $C_p$  – удельная теплоемкость ткани при постоянном давлении,  $T$  – температура ткани,  $k$  – удельная теплопроводность ткани,  $\rho_b$  – плотность крови,  $C_b$  – удельная теплоемкость крови,  $\omega_b$  – частота циркуляции крови,  $T_b$  – артериальная температура крови,  $Q_{ext}$  – внешний источник тепла.

Внешний источник тепла  $Q_{ext}$  вычислялся следующим образом:

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} Re[(\sigma - j\omega\epsilon) E \cdot E^*], \quad (3)$$

где  $\omega$  – угловая частота электромагнитного колебания.

Граничное условие на всей поверхности фантома в температурной модели:  $\eta \cdot (k \nabla T) = 0$ , где  $\eta$  – вектор нормали к поверхности.

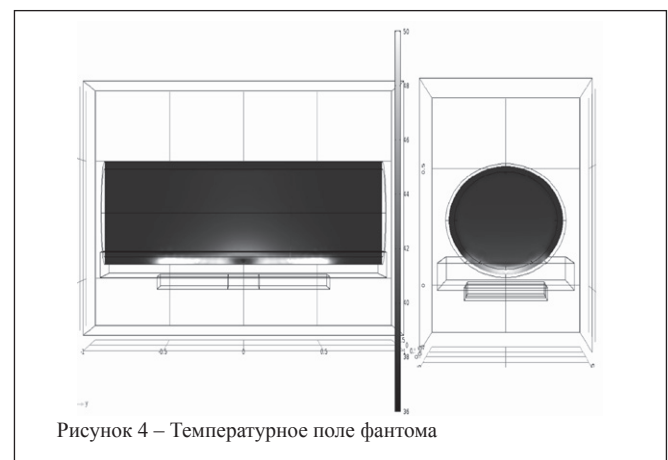
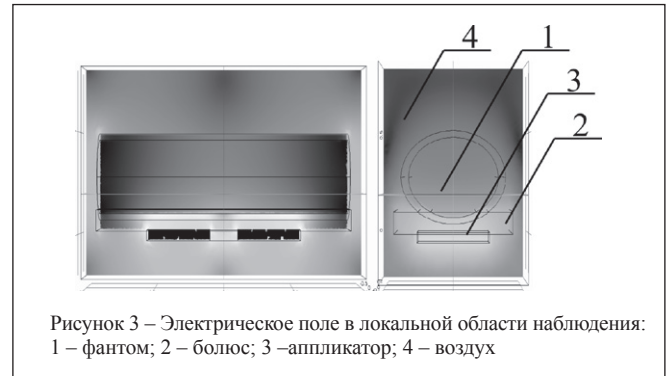
Начальное условие  $T(0) = T_{зад.}$ , где  $T_{зад.}$  – температура тела пациента до начала процедуры гипертермии.

### Результаты вычислительных экспериментов

Результаты экспериментов представлены распределениями электрического и температурного полей в сечениях области моделирования с использованием цветовой шкалы. На рисунках, отражающих распределение электрического поля, выводится норма напряженности электрического поля в логарифмической шкале. Черный цвет соответствует низкому значению напряженности, белый – более высокому. На рисунках, отражающих распределение температурного поля, выводится значение температуры в градусах Цельсия через 2 часа после начала нагревания. Белый цвет соответствует наиболее высокой температуре, черный – нормальной.

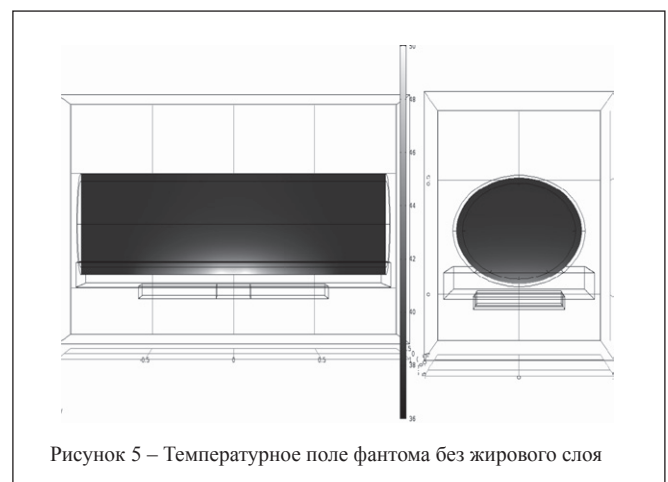
На рисунке 3 представлен результат расчета электрического поля в небольшой области вокруг установки

гипертермии. В качестве граничного условия области моделирования использовалось условие полного поглощения.



При таком распределении электрического поля рассчитано распределение температуры внутри фантома через 2 часа после начала нагревания (рисунок 4). Этот эксперимент свидетельствует о том, что основная область нагрева при проведении процедуры гипертермии приходится на жировой слой, находящийся над пластинами аппликатора.

Чтобы изучить этот эффект подробнее, нами было поставлено еще два эксперимента. В первом эксперименте рассчитывалось распределение температуры в фантоме без жирового слоя, во втором – с жировым слоем, лишь частично покрывающим фантом (рисунки 5 и 6).



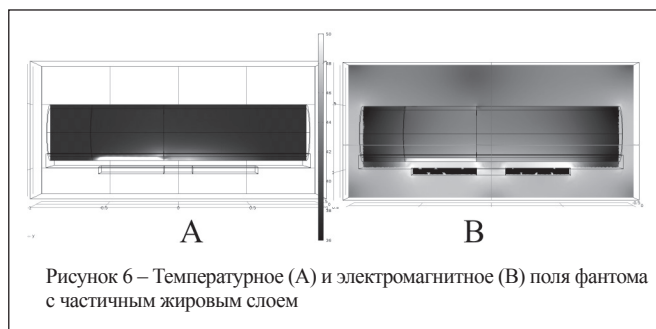


Рисунок 6 – Температурное (А) и электромагнитное (В) поля фантома с частичным жировым слоем

Из результатов экспериментов следует, что именно жировой слой является областью высоких напряженностей электрического поля, как следствие этого – областью температурного перегрева и возникновения ожогов.

С целью нахождения способов уменьшения ожогов был поставлен ряд дополнительных экспериментов. Цель этих экспериментов – исследовать, как влияют параметры болюса на величину электрического и температурного полей в жировой и мышечной ткани фантома. К исследуемым параметрам относятся высота и ширина болюса, относительная диэлектрическая проницаемость заполняющей болюс жидкости (рисунки 7, 8, 9).

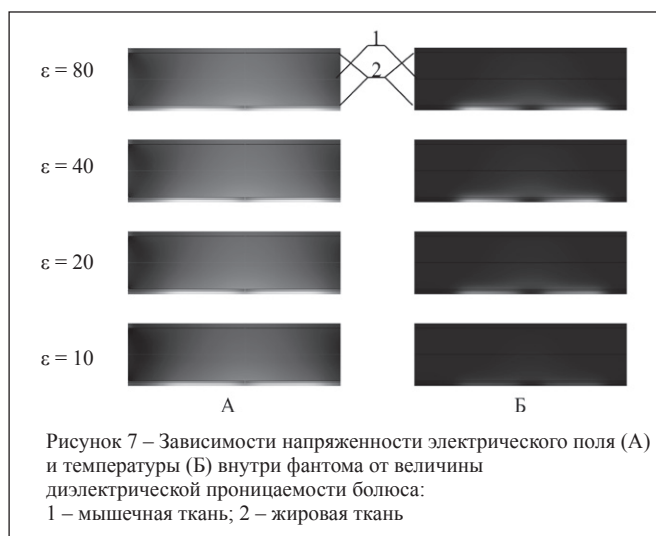


Рисунок 7 – Зависимости напряженности электрического поля (А) и температуры (Б) внутри фантома от величины диэлектрической проницаемости болюса: 1 – мышечная ткань; 2 – жировая ткань

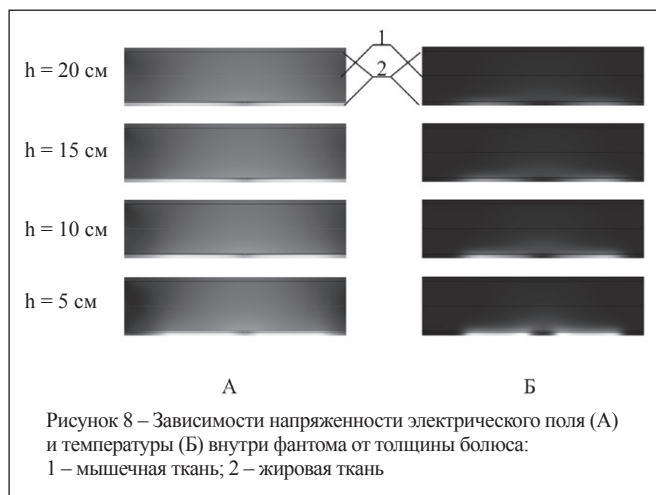


Рисунок 8 – Зависимости напряженности электрического поля (А) и температуры (Б) внутри фантома от толщины болюса: 1 – мышечная ткань; 2 – жировая ткань

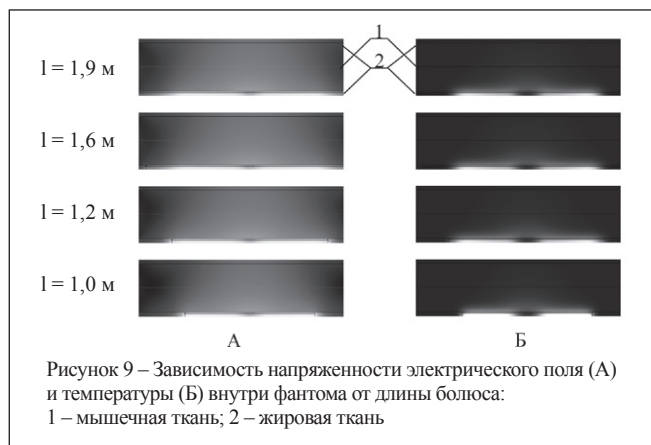


Рисунок 9 – Зависимость напряженности электрического поля (А) и температуры (Б) внутри фантома от длины болюса: 1 – мышечная ткань; 2 – жировая ткань

Результаты экспериментов свидетельствуют о том, что геометрические размеры болюса, диэлектрическая проницаемость болюса заметно влияют на распределения электрического и температурного полей в области болюса, в частности, в жировой ткани, которая испытывает существенный перегрев при проведении процедуры гипертермии.

### Заключение

Жировая ткань, находящаяся между болюсом и мышечными тканями, относительные диэлектрические проницаемости которых заметно превосходят относительную диэлектрическую проницаемость жирового слоя, является электрическим волноводом, накапливающим электромагнитную энергию. Напряженность электрического поля внутри жирового слоя, а значит и температура жирового слоя, оказываются наиболее высокими. Этот эффект является причиной возникновения ожогов у пациентов.

Проведенные нами многочисленные вычислительные эксперименты свидетельствуют о том, что использование более толстого, более широкого болюса, а также болюса с относительной диэлектрической проницаемостью, близкой к относительной диэлектрической проницаемостью жировой ткани, позволяет уменьшить ожоги.

### Литература:

1. Фрадкин, С.З. Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития / С.З. Фрадкин // Медицинские новости. – 2004. – № 3. – С. 38.
2. Конопелько, А.А. Контрольно-измерительный комплекс для медицинской установки общей гипертермии / А.А. Конопелько, С.Н. Семенович, И.П. Стецко // Электроника инфо. – 2011. – № 4. – С. 53–56.
3. Davidson, D.B. Computational Electromagnetics for RF and Microwave Engineering / D.B. Davidson. – Cambridge University Press, 2005.
4. Kato, M. Electromagnetics in Biology / M. Kato. – Springer, 2006.

### Abstract

This paper represents the results of computer simulation of electromagnetic and temperature fields distribution for medical whole-body hyperthermia therapy. The investigations are aimed at clarification of causes of local tissue burns that occur during treatment and to find possible ways to get over it.

Поступила в редакцию 03.02.2014 г.

# ДИНАМИКА ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ ПРИ ДЕЙСТВИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ИЗЛУЧЕНИЙ И НАЛИЧИИ ЭКРАНОВ ИЗ РАДИОПОГЛОЩАЮЩИХ МАТЕРИАЛОВ

УДК 538.573.6: 616.1

А.В. Сидоренко, БГУ, г. Минск

## Аннотация

В работе проведена оценка влияния электромагнитных излучений генераторов шума и экранов из радиопоглощающих материалов различного типа на электроэнцефалограмму здоровых лиц. Определены нелинейные параметры: корреляционная размерность и энтропия Колмогорова и фазовые диаграммы электроэнцефалограмм. Проведен сравнительный анализ параметров электроэнцефалограмм при действии электромагнитных шумовых излучений и использовании экранов из радиопоглощающих материалов различного типа.

## Введение

Широкое распространение информационных технологий привело к формированию информационной среды, оказывающей влияние на различные сферы человеческой деятельности. Информационные системы становятся сегодня важнейшим средством производства, позволяющим, в том числе, преобразовать традиционные формы бизнеса в электронный бизнес. Возникает необходимость в эффективном обеспечении информационной безопасности, под которой понимается защищенность корпоративной информации и поддерживающей инфраструктуры от случайных и преднамеренных воздействий, способных нанести ущерб пользователям. Среди активных средств защиты информации получают развитие средства, использующие электромагнитные излучения генераторов шума [1]. С позиций экологии и медицины представляет интерес воздействие таких электромагнитных шумовых излучений на организм человека и, прежде всего, на деятельность центральной нервной системы. В научной литературе имеются противоречивые данные о влиянии электромагнитных излучений, в частности излучений мобильной связи, на организм человека [2, 3]. Оценка же воздействия электромагнитных излучений генераторов шума, при использовании экранов на основе радиопоглощающих материалов, на организм человека или отдельные его системы в доступной литературе практически отсутствует.

Целью работы является исследование влияния излучений генераторов шума при внесении экранов на основе радиопоглощающих материалов различного типа на функционирование центральной нервной системы, отображаемого в электроэнцефалограммах человека при использовании нелинейного метода анализа – метода задержанной координаты.

## Методика проведения исследований

В качестве методологии исследований в данной работе применен нелинейный метод, в основу которого положено представление биоэлектрических сигналов

как детерминированного хаоса [4]. Метод задержанной координаты позволяет по временному ряду зарегистрированных потенциалов определить динамическую систему, характеризующую нелинейными параметрами. В качестве таких параметров используются корреляционная размерность и энтропия Колмогорова. Построение фазовых диаграмм дает возможность визуально определять степень заполнения фазового пространства.

В процессе выполнения работы были обработаны электроэнцефалограммы 30 волонтеров в шестнадцати отведениях, включая:  $F_{p1} - A_1$ ,  $F_{p2} - A_2$ ,  $C_3 - A_1$ ,  $C_4 - A_2$ ,  $O_1 - A_1$ ,  $O_2 - A_2$ ,  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$ , зарегистрированных по схеме «10-20» электроэнцефалографом «Нейрокартограф» фирмы МБН. Определялись корреляционная размерность, энтропия Колмогорова, также осуществлялось построение фазовых диаграмм исследуемых электроэнцефалограмм. Для достоверности определения параметров пользовались методом дискриминационной статистики. В работе нами также рассчитывались спектральные плотности мощности альфа-, бета- и тета-ритмов электроэнцефалограмм. Для исследования электроэнцефалограмм проводились два цикла измерений. В первом цикле ( $\alpha 1$ ) измерений электроэнцефалограммы обрабатывались в трех режимах: фон, (режим 1,  $\alpha 1$ ); генератор шума,  $\alpha 1$  (режим 2,  $\alpha 1$ ); генератор шума, экран 2 (режим 3,  $\alpha 1$ ). Во втором цикле ( $\alpha 2$ ) измерений обработка электроэнцефалограмм проводилась в четырех режимах: фон (режим 1,  $\alpha 2$ ); генератор шума (режим 2,  $\alpha 2$ ); генератор шума, экран 5 (режим 3,  $\alpha 2$ ); генератор шума, экран 6 (режим 4,  $\alpha 2$ ).

В качестве экранов из радиопоглощающих материалов использованы: экран 1 (радиопоглощающий материал на основе гипсокартона и битума), экран 2 (радиопоглощающий материал на основе смешанного с тканью бетона), экран 5 (с металлическими вкраплениями) и экран 6 (материал на основе шлама очистки ваграночных газов, закрепленного в связующем веществе – цементе) [5]. Коэффициент передачи  $S_{21}$  экранов 1 и 2 составил  $-46 \dots -49$  и  $-2 \dots -3,5$  дБ, коэффициент отражения  $S_{11}$  в среднем составил  $-0,5 \dots -3$  и  $-2,0 \dots -3,5$  дБ в диапазоне частот от 0,5 до 3 ГГц. Коэффициент передачи  $S_{21}$  использованных экранов 5 и 6 составлял  $-25$  дБ (диапазон от 0,5 до 18 ГГц). Коэффициент отражения  $S_{11}$  при этом имел, в среднем, значение от 0,2 до 2 дБ для экрана 5 и  $-10$  дБ для экрана 6 в том же диапазоне частот.

## Результаты и их обсуждение

Для исследуемых электроэнцефалограмм были построены гистограммы распределения параметров метода задержанной координаты: корреляционной

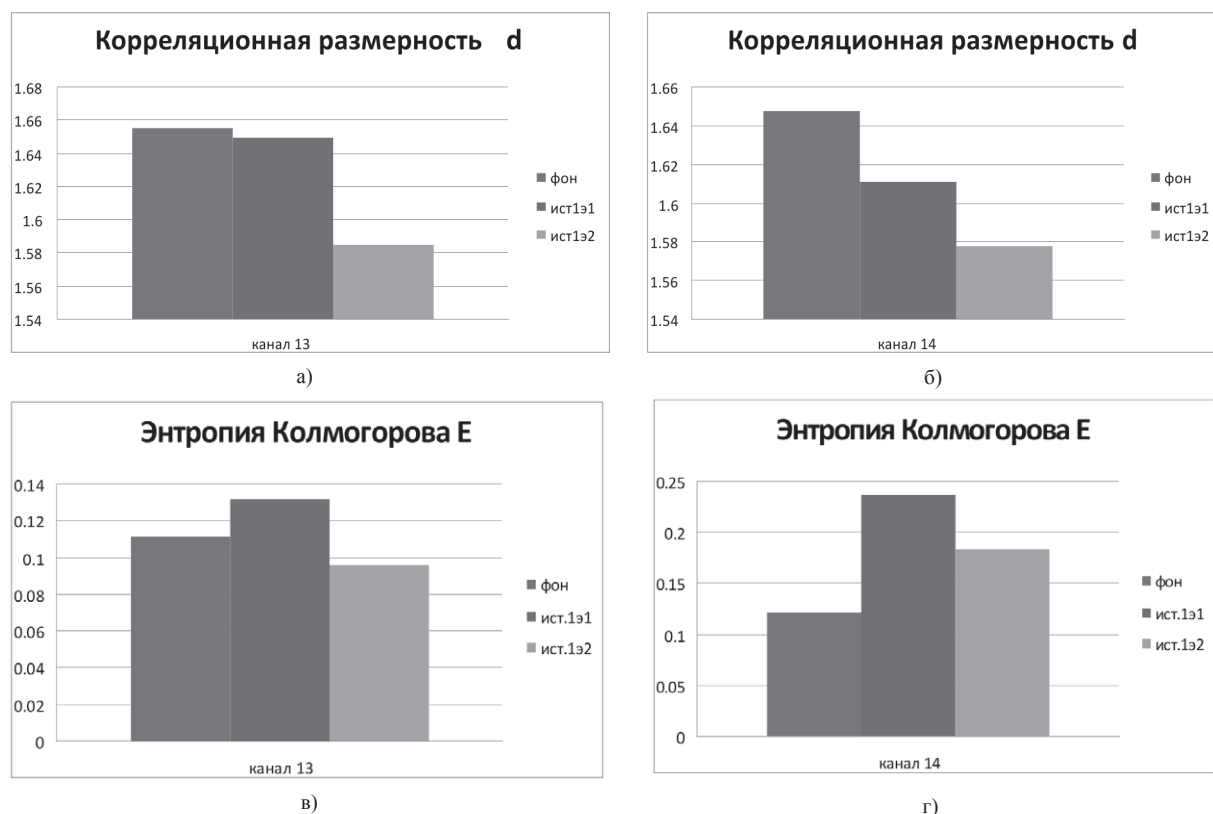


Рисунок 1 – Гистограммы распределения корреляционной размерности d (а, б), энтропии Колмогорова E (в, г) электроэнцефалограмм отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$  у здоровых лиц: фон, (режим 1, ц1); генератор шума, э1 (режим 2, ц1); генератор шума, экран 2 (режим 3, ц1)

размерности d и энтропии Колмогорова E. Подробнее проведем анализ для электроэнцефалограмм отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$  (рисунки 1, 2).

Как видно из рисунка 1, при действии электромагнитных излучений генератора шума значение корреляционной размерности d по отношению к фону снижается при использовании генератора шума и экранов э1 и э2. Анализ особенностей гистограмм, представленных на рисунке 1, показывает, что уменьшение параметра

корреляционной размерности d отмечается в пределах от 0,4 до 2,2 % в режиме 2, ц1 и 4,2 % в режиме 3, ц1 для отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$ , соответственно. Что касается энтропии E, то ее значение практически для электроэнцефалограмм всех исследуемых отведений для генератора шума при применении экранов э1 и э2 возрастает. Для электроэнцефалограмм отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$  в режиме 2, ц1 энтропия Колмогорова E возрастает по отношению к фону на 17,8 до 94,4 %

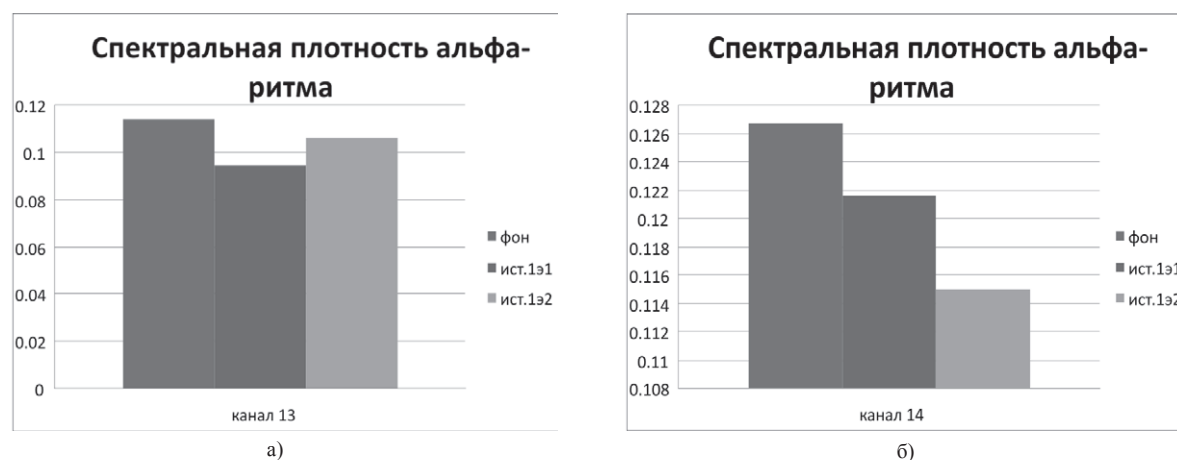
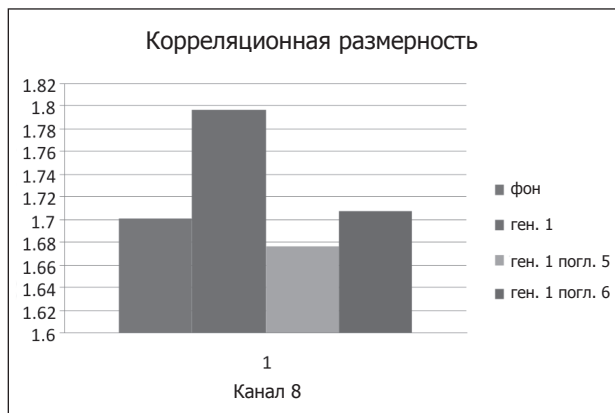
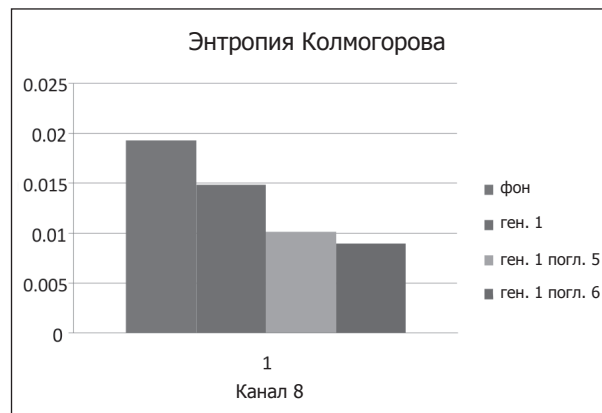


Рисунок 2 – Гистограммы распределения спектральной плотности мощности альфа-ритма электроэнцефалограмм отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$  у здоровых лиц в режимах работы: фон, (режим 1, ц1); генератор шума, э1 (режим 2, ц1); генератор шума, экран 2 (режим 3, ц1)



а)



б)

Рисунок 3 – Гистограммы распределений корреляционной размерности  $d$  (а)), энтропии Колмогорова  $E$  (б)) электроэнцефалограмм отведений  $T_4 - A_2$  в состояниях, определяемых как: фон (режим 1, ц2); генератор шума (режим 2, ц2); генератор шума, экран 5 (режим 3, ц2); генератор шума, экран 6 (режим 4, ц2)

соответственно. В режиме 3, ц1 для отведения  $T_3 - A_1$  энтропия Колмогорова снижается по отношению к фону на 13,7 %, а для отведения  $T_4 - A_2$  увеличение указанного параметра составляет 50,9 %.

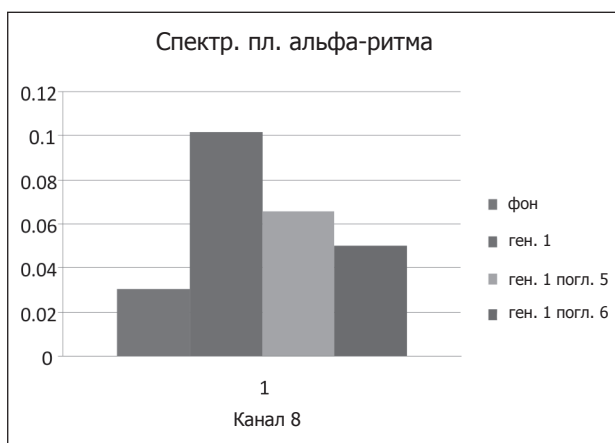
Спектральная плотность мощности альфа-ритма для электроэнцефалограмм отведений  $T_3 - A_1$ ,  $T_4 - A_2$  в режимах 2, ц1 и 3, ц1 снижается с 16,8 до 4,0 % и с 6,8 до 9,2 % по отношению к фону (рисунок 2). Отмечается снижение спектральной плотности мощности бета-ритма и увеличение спектральной плотности тета-ритма. Можно сказать о наблюдаемой тенденции торможения процессов в мозге.

Сравнительный анализ электроэнцефалограмм первого цикла измерений по отведениям  $T_3 - A_1$  и  $T_4 - A_2$  показывает, что при действии излучений и размещении экранов э1 и э2 из радиопоглощающих материалов на основе гипсокартона и битума и на основе смешанного с тканью бетона корреляционная размерность  $d$  уменьшается по отношению к фону. Энтропия Колмогорова  $E$  возрастает по отношению к фону при использовании

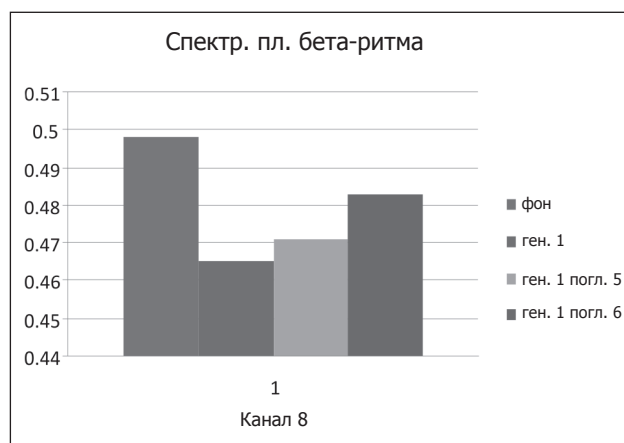
генератора шума и экранов э1 и э2. Такого типа вариабельность свидетельствует о том, что динамическая система при действии электромагнитных шумовых излучений и размещении экранов э1 и э2 обладает меньшим количеством степеней свободы по сравнению с фоном. Рост же энтропии подтверждает снижение стабильности системы.

Результаты, полученные в результате второго цикла измерений, приведены в виде гистограмм на рисунках 3 и 4. На рисунке 3 приведены гистограммы распределений параметров, полученных методом задержанной координаты для электроэнцефалограмм отведения  $T_4 - A_2$ .

Из анализа гистограмм распределения параметров электроэнцефалограмм видно, что введение излучений генератора шума приводит к увеличению корреляционной размерности на 5,6 % по отношению к фону. Совместное же действие излучения генератора и экрана э5 (режим 3, ц2), генератора и экрана э6 (режим 4, ц2) снижает, соответственно, значения корреляционной размер-



а)



б)

Рисунок 4 – Гистограммы распределений спектральной плотности мощности альфа-ритма (а), бета-ритма (б) электроэнцефалограмм отведений  $T_4 - A_2$  в состояниях, определяемых как: фон (режим 1, ц2); генератор шума (режим 2, ц2); генератор шума, экран 5 (режим 3, ц2); генератор шума, экран 6 (режим 4, ц2)

ности на 1,5 % и увеличивает на 0,4 %. Что же касается энтропии Колмогорова  $E$ , то ее значение уменьшается при действии излучения генератора шума (режим 2, ц2) на 22,7 % по отношению к фону. При совместном же действии шумового излучения генератора и экрана 5 (режим 3, ц2), генератора шума и экрана 6 (режима 4, ц2) снижение энтропии Колмогорова  $E$  достигает 47,7 % и 53,3 %, соответственно, относительно фона.

Гистограммы распределений спектральной плотности мощности альфа-ритма, бета-ритма электроэнцефалограмм отведений  $T_4 - A_2$  приведены на рисунке 4.

Спектральная плотность мощности альфа-ритма в отведении  $T_4 - A_2$  возрастает при действии электромагнитных излучений генератора шума в 3,3 раза по отношению к фону (рисунок 3 а). Размещение экрана 5 дополнительно с действием излучений (режим 3, ц2) увеличивает спектральную плотность мощности шума в 2,1 раза, а экрана 6 совместно с действием излучений (режим 4, ц2), соответственно, в 1,6 раз относительно фона.

Следует отметить, что использование генератора шума снижает спектральную плотность мощности бета-ритмов на 6,6 % по отношению к фону. Дополнительное внесение экрана 5 (режим 3, ц2) или экрана 6 (режим 4, ц2) изменяет влияние генератора шума на работу мозга. Снижение уровня спектральной плотности мощности бета-ритма происходит уже на 5,4 % и 3,1 %, соответственно. Отмечаются увеличения спектральной плотности мощности тета-ритма при внесении экрана э5 и экрана э6. В этом случае можно говорить о смещении процессов в сторону торможения при внесении как экрана э5, так и экрана э6.

Сравнительный анализ электроэнцефалограмм второго цикла измерений по отведению  $T_4 - A_2$  показывает, что при действии излучений и размещении экранов э5 и э6 из радиопоглощающих материалов с металлическими вкраплениями и на основе шлама очистки ваграночных газов, закрепленного в связующем веществе (цементе) корреляционная размерность  $d$  уменьшается по отношению к фону. Энтропия Колмогорова  $E$  снижается по отношению к фону при использовании генератора шума и экранов э5 и э6. Такого типа варибельность свидетельствует о том, что динамическая система при действии шумовых излучений и размещении экранов э5 и э6 обладает меньшим количеством степеней свободы по сравнению с фоном. Снижение же энтропии свидетельствует о возрастании стабильности системы.

Полученные в процессе проведения исследований результаты позволяют учитывать наличие изменений в электроэнцефалограммах при решении задач, связанных с использованием экранов из радиопоглощающих материалов.

### Заключение

В результате проведенных исследований установлено, что при действии электромагнитных излучений генератора шума происходит перестройка ритмических процессов мозга в сторону активизации при снижении интенсивности бета- и тета-ритмов. Использование экранов из радиопоглощающих материалов компенсирует в определенной степени влияние электромаг-

нитных излучений, снижая уровень возбуждения, что подтверждается смещением процессов головного мозга в сторону торможения. Однако при этом в зависимости от типа радиопоглощающего материала и конструкции экрана наблюдаются изменения варибельности исследуемых нелинейных параметров электроэнцефалограмм здоровых лиц. Так, наблюдается различное поведение спектральной плотности мощности альфа-ритма и энтропии Колмогорова при проведении двух циклов измерений, в каждом из которых применялись различного типа экраны: э1, э2 и э3, э4.

В результате первого цикла измерений, когда наряду с шумовым излучением генератора были внесены э1 и э2 происходило снижение энтропии Колмогорова электроэнцефалограммы отведения  $T_3 - A_1$  и возрастание энтропии в электроэнцефалограмме отведения  $T_4 - A_2$ . При использовании же для этих целей э5 и э6 отмечается снижение энтропии Колмогорова в обоих отведениях. Различия отмечаются и в поведении спектральной плотности мощности альфа-ритма. В первом цикле при применении э1 и э2 спектральная плотность мощности альфа-ритма снижается. Во втором цикле измерений происходит возрастание спектральной плотности мощности альфа-ритма.

Таким образом, при решении задач, связанных с использованием экранов из радиопоглощающих материалов, необходимо учитывать динамику электроэнцефалограмм, возникающую под действием электромагнитных шумовых излучений и размещении соответствующих экранов.

### Литература:

1. Генераторы шума [Электронный ресурс]. 2008. – Режим доступа : <http://www.csrc.nist>. – Дата доступа : 26.09.2012.
2. Luria, R. Cognitive Effects of Radiation Emitted by Cellular Phones: the Influence of Exposure Side and Time/ R. Luria, I. Eliyahu, R. Hareuveny // Bioelectromagnetics. – 2009. – Vol. 3, № 30. – P. 198–204.
3. Ruediger, H.W. Genotoxic Effects of Radiofrequency Electromagnetic Fields // Pathophysiology (Elsevier). – 2009. – Vol. 16, № 2-3. – P. 89–98.
4. Сидоренко, А.В. Методы информационного анализа биоэлектрических сигналов / А.В. Сидоренко. – Минск : Белгосуниверситет, 2003.
5. Борботько, Т.В. Антропогенные источники электромагнитного излучения. Безопасность жизнедеятельности человека / Т.В. Борботько, Н.В. Колбун, Л.М. Лыньков. – Минск : Бестпринт, 2008. – 214 с.

### Abstract

The estimation of electromagnetic oscillator noise radiation on electroencephalograms and radiowave absorbed screens is conducted. There are defined nonlinear parameters: correlation dimension and Kolmogorov entropy, phase diagrams of the electroencephalograms during radiation action and are placed radiowave absorbed screens. Comparative analysis with results of electroencephalogram parameters during radiation action and are placed different types radiowave absorbed screens is conducted.

Поступила в редакцию 03.02.2014 г.

# СОГЛАСОВАНИЕ ГЕНЕРАТОРА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С АППЛИКАТОРОМ ЕМКОСТНОГО ТИПА В СОСТАВЕ МЕДИЦИНСКОЙ УСТАНОВКИ ОБЩЕЙ ГИПЕРТЕРМИИ

УДК 616-006: 616-71: 612.563

А.А. Конопелько, С.Н. Семенович, И.П. Стецко, БГУ, г. Минск

## Аннотация

Представлены результаты разработки цепи согласования генератора высокочастотного электромагнитного излучения с аппликатором емкостного типа в составе медицинской процедурной установки общей гипертермии, предназначенной для обеспечения эффективного нагрева пациента на протяжении всей лечебной процедуры.

## Введение

Общая гипертермия – способ лечения онкологических заболеваний, при котором длительное повышение температуры тела используется для улучшения эффективности действия на пациента цитотоксических медикаментов. На сегодняшний день общая электромагнитная гипертермия является единственным методом, позволяющим добиться однородного распределения температуры в глубоко расположенных опухолях [1].

Для проведения процедур общей гипертермии в клинических условиях используют специализированные процедурные установки (рисунок 1 а). Типичная установка представляет собой кушетку для размещения пациента со встроенной системой охлаждения спины, генератора высокочастотного (13,56 МГц) излучения, а также системы термометрии и мониторинга состояния пациента. Энергия электромагнитного излучения передается нагреваемому пациенту посредством излучателя емкостного типа (аппликатора), представляющего собой две металлические пластины, расположенные в плоскости кушетки на некотором удалении друг от друга (рисунок 1 б) [2].

Система «аппликатор-пациент» представляет собой нагрузку для генератора электромагнитного излучения. Для эффективного нагрева пациента в процессе процедуры необходимо обеспечить условия, при которых максимальная мощность излучения будет выделяться в нагреваемых тканях пациента и отраженная мощность будет минимальна. Для обеспечения этих условий не-

обходимо провести согласование импедансов генератора излучения и нагрузки.

## Согласование генератора с нагрузкой

Согласование импедансов производится с целью обеспечить максимальную передачу мощности от генератора электромагнитной энергии к нагрузке, а также предотвратить отраженную в нагрузке мощность и, как следствие, возникновение стоячих волн в линиях передач.

В общем случае условие согласования импедансов выглядит следующим образом:

$$Z_i = Z_A^*, \quad (1)$$

то есть, импеданс нагрузки  $Z_H$  должен быть равен комплексно сопряженному значению импеданса генератора  $Z_G^*$ .

Прежде чем приступить к согласованию, необходимо определить значения выходного импеданса генератора электромагнитной энергии и импеданса подключаемой нагрузки. В настоящее время большинство генераторов при изготовлении рассчитываются на выходной импеданс  $Z_G = 50 \Omega$ , поэтому все дальнейшие расчеты производятся далее исходя из этого значения.

В рассматриваемой гипертермической установке нагрузка (система «аппликатор-пациент») носит емкостной характер. Измерение емкости системы, образованной двумя металлическими пластинами размерами 40×30 см, расположенными рядом с зазором 12 см, и пациента, расположенного над ними на расстоянии 10 см, приводит к значению порядка 80 пФ. (Как показала практика, это значение изменяется не более, чем на 10 % в зависимости от условий процедуры). Импеданс емкостной нагрузки может быть рассчитан при помощи формулы:

$$Z_H = -\frac{j}{2\pi f C}, \quad (2)$$

где  $Z_H$  – импеданс нагрузки,  $f$  – частота электромагнитных колебаний, равная 13,56 МГц,  $C$  – емкость нагрузки.



а)



б)

Рисунок 1: а – Процедурная установка; б – расположение аппликатора относительно пациента

Произведя необходимые расчеты и принимая во внимание паразитное активное сопротивление конденсатора, можно получить полный импеданс нагрузки  $Z_H = 1 - 146,78j\Omega$ .

Поскольку выходной импеданс генератора имеет только активную составляющую, то задача согласования сводится к преобразованию  $Z_H$  таким образом, чтобы выполнялось следующее условие:

$$Z_H = Z_G. \quad (3)$$

В настоящее время для согласования импедансов в радиочастотных приложениях применяются несколько видов согласующих цепей, каждый из которых имеет свои преимущества и недостатки:

- L-согласование,
- Т-согласование,
- П-согласование,
- трансформаторное согласование.

#### L-согласование

L-цепь (рисунок 2) является самым простым видом согласования и состоит всего из двух элементов – катушки индуктивности и конденсатора.

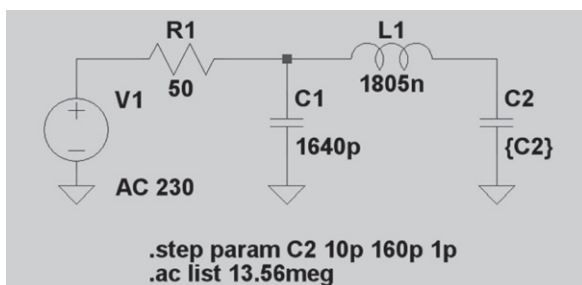


Рисунок 2 – Согласующая L-цепь

Значения реактивностей элементов можно рассчитать по формулам (4-5) [3]:

$$X_L = \sqrt{(R_S * R_L - R_L^2)}, \quad (4)$$

$$X_C = R_S \frac{R_L}{X_L}, \quad (5)$$

где  $X_L$  и  $X_C$  – реактивные сопротивления катушки индуктивности и конденсатора,  $R_S$  и  $R_L$  – активные сопротивления генератора и нагрузки, соответственно. А далее, с учетом (6-7), можно получить их номинальные значения (рисунок 2):

$$X_L = j * 2\pi f L, \quad (6)$$

$$X_C = -\frac{j}{2\pi f C}, \quad (7)$$

где  $L$  и  $C$  – индуктивность катушки и емкость конденсатора,  $f$  – частота электромагнитных колебаний.

В результате Spice-моделирования была получена резонансная кривая мощности в нагрузке C2 (рисунок 3) с пиковым значением, приходящимся на номинальное значение емкости нагрузки 80 пФ.

Главным преимуществом согласующей L-цепи является простота ее реализации. Однако внешняя простота приводит к ряду существенных недостатков. Среди них можно выделить узкий диапазон согласования и высокую чувствительность к номинальным значениям реактивных элементов, а также отсутствие гальванической развязки цепей нагрузки от генератора. L-цепь может согласовывать нагрузки только с активным сопротивлением меньшим либо большим активного сопротивления генератора, но не одновременно, что затрудняет работу с динамически меняющимися нагрузками.

#### Т-согласование

Согласующая Т-цепь изображена на рисунке 4 и состоит из двух катушек индуктивности L1 и L2, а также шунтирующего конденсатора C1.

Значения реактивностей элементов можно рассчитать по формулам (8-11) [3]:

$$X_{L1} = R_S * \sqrt{(R_L * \frac{(1+Q^2)}{R_S}) - 1}, \quad (8)$$

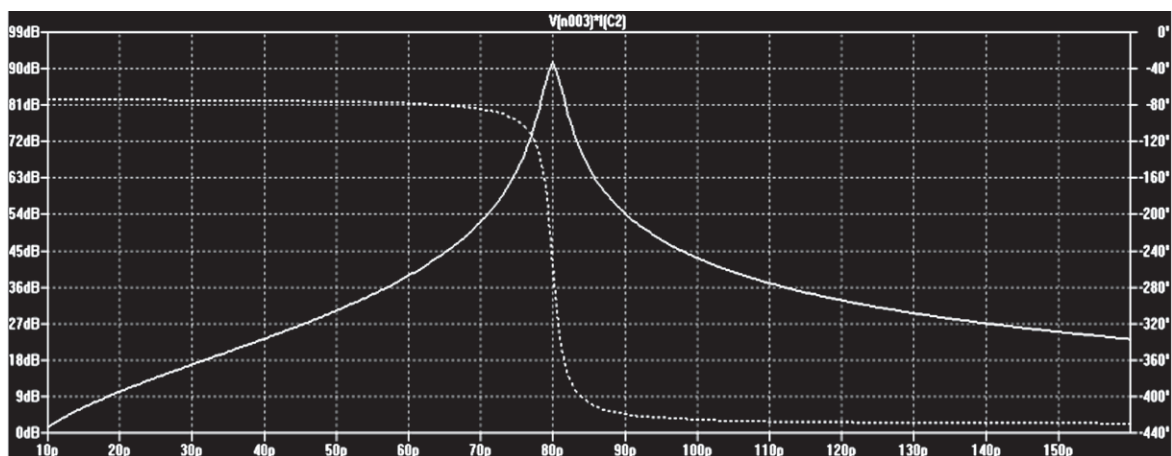


Рисунок 3 – Резонансная кривая мощности в нагрузке для согласующей L-цепи

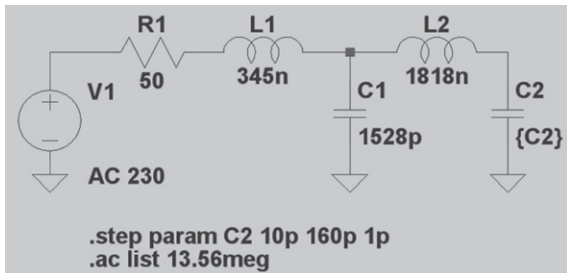


Рисунок 4 – Согласующая Т-цепь

$$X_{C1} = R_s \frac{(1+Q^2)}{Q + \sqrt{(R_s \frac{(1+Q^2)}{R_s}) - 1}}, \quad (9)$$

$$X_{L2} = R_s * Q, \quad (10)$$

$$Q = \sqrt{\frac{R_x}{R_L} - 1}, \quad (11)$$

где  $R_s$  и  $R_L$  – активные сопротивления генератора и нагрузки, соответственно,  $R_x$  – произвольное сопротивление, большее, чем  $R_s$  и  $R_L$ ,  $Q$  – добротность контура. С учетом (6-7) можно вычислить номинальные значения  $L1$ ,  $L2$  и  $C1$  (рисунок 4).

В результате Spice-моделирования была получена резонансная кривая мощности в нагрузке  $C2$  (рисунок 5) с пиковым значением, приходящимся на номинальное значение емкости нагрузки 80 пФ.

В целом, для Т-цепи характерны те же недостатки, что и для L-цепи. Единственным преимуществом является тот факт, что Т-цепь может изменять сдвиг фаз без изменения коэффициента трансформации.

#### Рi-согласование

Согласующая Рi-цепь изображена на рисунке 6 и состоит из двух конденсаторов  $C1$  и  $C2$ , а также катушки индуктивности  $L1$ .

Значения реактивностей элементов можно рассчитать по формулам (12-15) [3]:

$$X_{C1} = -\frac{R_s}{Q}, \quad (12)$$

$$X_{L1} = \frac{((Q * R_s) - (R_L \frac{R_s}{X_{C2}}))}{Q^2 + 1}, \quad (13)$$

$$X_{C2} = -R_L \sqrt{\frac{(\frac{R_s}{R_L})}{Q^2 + 1 - (\frac{R_s}{R_L})}}, \quad (14)$$

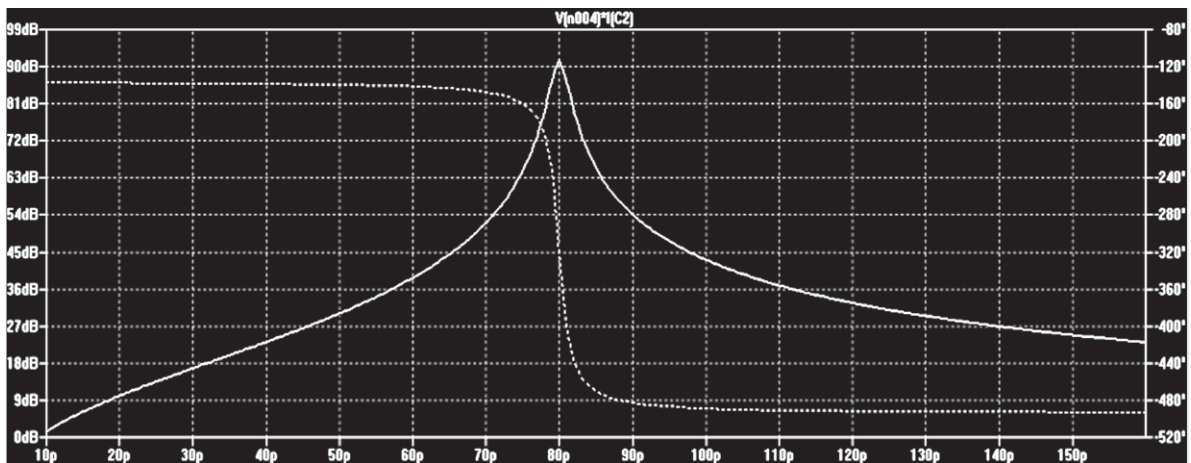


Рисунок 5 – Резонансная кривая мощности в нагрузке для согласующей Т-цепи

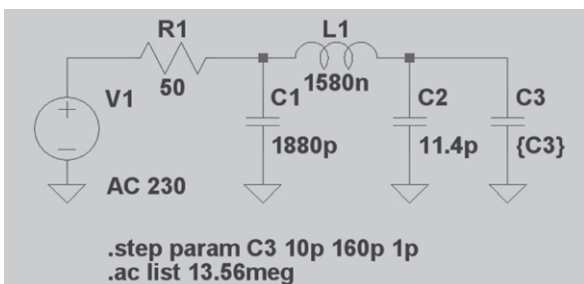


Рисунок 6 – Согласующая Рi-цепь

$$Q = \sqrt{\frac{R_s}{R_x} - 1}, \quad (15)$$

где  $R_s$  и  $R_L$  – активные сопротивления генератора и нагрузки, соответственно,  $R_x$  – произвольное сопротивление, меньшее, чем  $R_s$  и  $R_L$ ,  $Q$  – добротность контура. С учетом (6-7) можно вычислить номинальные значения  $C1$ ,  $C2$  и  $L1$  (рисунок 6).

В результате Spice-моделирования была получена резонансная кривая мощности в нагрузке  $C3$  (рисунок 7) с пиковым значением, приходящимся на номинальное значение емкости нагрузки 80 пФ.

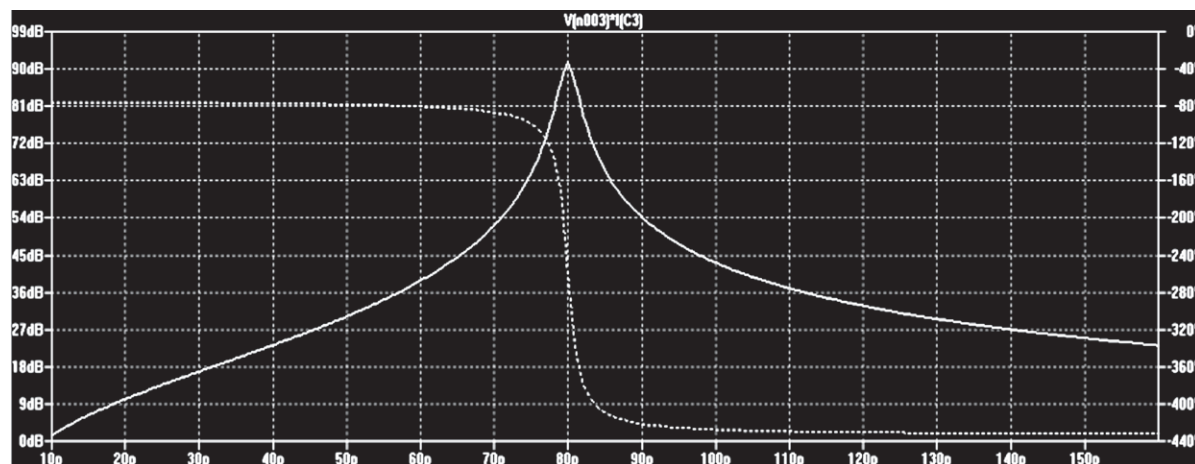


Рисунок 7 – Резонансная кривая мощности в нагрузке для согласующей Ri-цепи

Топология Ri-цепи согласования позволяет получить немного более широкий диапазон согласования по сравнению с L- и T-цепями. Из недостатков можно выделить необходимость одновременной настройки трех элементов в процессе работы, а также отсутствие гальванической развязки цепей нагрузки от генератора.

Отдельным классом можно выделить трансформаторное согласование импедансов нагрузки и генератора. Такое согласование успешно используется в ряде процедурных установок

общей гипертермии. Для выявления их преимуществ и недостатков были промоделированы согласующие цепи установок «Птичь» [4] и «Яхта».

#### Трансформаторное согласование генератора с нагрузкой в процедурной установке «Птичь»

Схема согласования генератора с нагрузкой в процедурной установке «Птичь» изображена на рисунке 8. Схема использует трансформатор из двух катушек индуктивности L1 и L2 с коэффициентом трансформации 3:4. Катушка индуктивности L2 и емкостная нагрузка C2 образуют резонансный контур, для настройки которого используется вакуумный конденсатор C1, емкость которого варьируется в диапазоне от 10 до 250 пФ.

В результате Spice-моделирования была получена резонансная кривая мощности в нагрузке C2 (рисунок 9). В рассматриваемой цепи резонанс мощности в нагрузке наступает при суммарной емкости нагрузки и корректирующей емкости порядка 150 пФ.

Исследование резонансной кривой показывает, что данная цепь способна эффективно согласовывать с генератором емкостную нагрузку в диапазоне от 0 до 250 пФ.

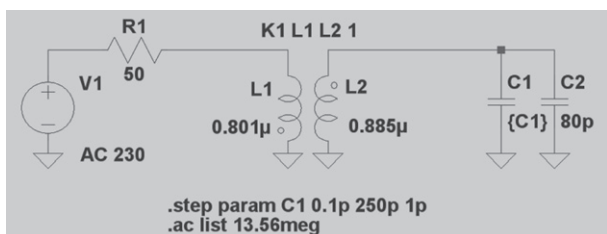


Рисунок 8 – Согласующая цепь процедурной установки «Птичь»

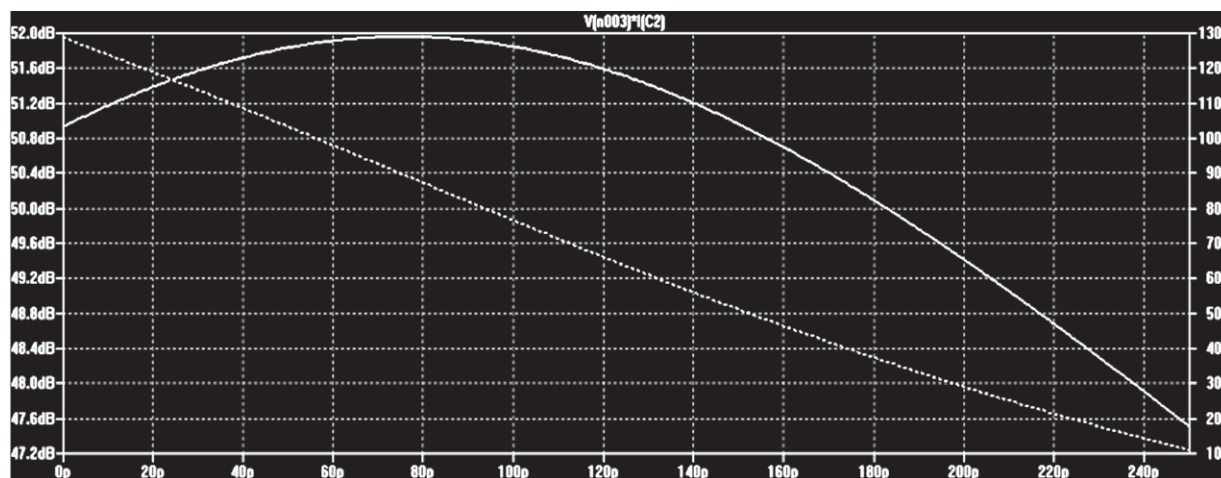


Рисунок 9 – Резонансная кривая мощности в нагрузке для согласующей цепи процедурной установки «Птичь»

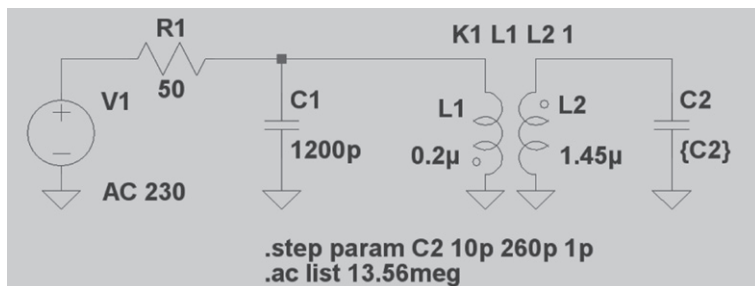


Рисунок 10 – Согласующая цепь процедурной установки «Яхта»

Преимуществами данной цепи являются наличие гальванической развязки цепей нагрузки от генератора, широкополосность согласования, а также простота настройки с помощью всего лишь одного вакуумного конденсатора. Среди недостатков можно выделить наличие потерь энергии в трансформаторе и сложность расчетов обмоток трансформатора.

можно выделить наличие гальванической развязки цепей нагрузки от генератора и широкий диапазон согласования.

#### Заключение

Из рассмотренных топологий цепей согласования импедансов генератора и нагрузки для применения в составе процедурной установки общей гипертермии предпочтительней всего выглядит трансформаторная схема согласования установки «Птичь». Решающими факторами являются наличие гальванической развязки, широкий диапазон согласования, а также простота реализации и настройки в процессе работы.

Согласующие L-, T- и Pi-цепи оказались неприменимыми в данном приложении из-за их чрезвычайно узкого диапазона согласования порядка 2 пФ. Согласующая же цепь установки «Яхта» не обладает средствами для настройки резонансного контура в процессе процедуры, что неизбежно приведет к рассогласованию.

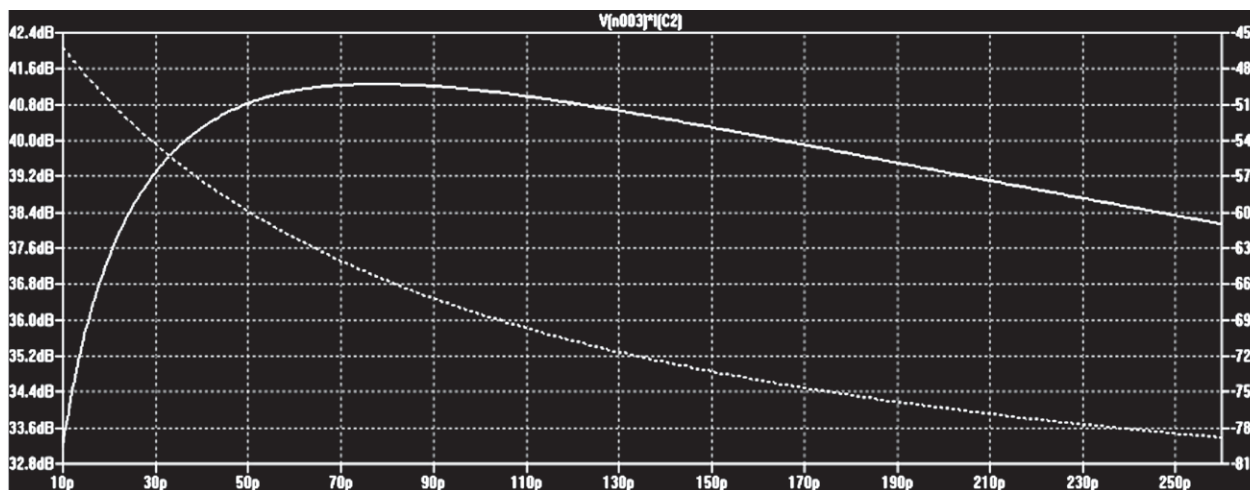


Рисунок 11 – Резонансная кривая мощности в нагрузке для согласующей цепи процедурной установки «Яхта»

#### Трансформаторное согласование генератора с нагрузкой в процедурной установке «Яхта»

Схема согласования генератора с нагрузкой в процедурной установке «Яхта» изображена на рисунке 10. Схема использует трансформатор из двух катушек индуктивности L1 и L2 с коэффициентом трансформации 1:5. Катушка индуктивности L2 и емкостная нагрузка C2 образуют резонансный контур. Конденсатор C1 имеет фиксированную емкость и не позволяет производить настройку цепи.

Резонансная кривая мощности в нагрузке C2, полученная в результате Spice-моделирования, изображена на рисунке 11.

Данная цепь способна эффективно согласовывать с генератором емкостную нагрузку с фиксированным значением емкости порядка 80 пФ, что, безусловно, является серьезным недостатком, так как невозможность настройки неизбежно приводит к рассогласованию в процессе процедуры. Другими недостатками являются потери энергии в трансформаторе и сложность расчетов обмоток трансформатора. Среди преимуществ согласующей цепи

#### Литература:

1. Van der Zee J, van Rhoon GC, Faithfull NS, van den Berg AP. Clinical hyperthermic practice: Whole-body hyperthermia. // Taylor and Francis Ltd., 1990.
2. Конопелько, А.А. Контрольно-измерительный комплекс для медицинской установки общей гипертермии / А.А. Конопелько, С.Н. Семенович, И.П. Стецко // Электроника инфо. – 2011. – № 4. – С. 53–56.
3. L. Besser, R. Gilmore. Practical RF Circuit Design for Modern Wireless Systems, Vol. I, II. Artech Print on Demand, 2003.
4. ТУ РБ 600265533.001-2004. Установка гипертермическая компьютеризированная «Птичь».

#### Abstract

This paper presents the results of impedance matching circuit development of HF radiation source with a capacitive applicator included in medical whole-body hyperthermia therapy equipment designed to provide effective heating of the patient during the treatment.

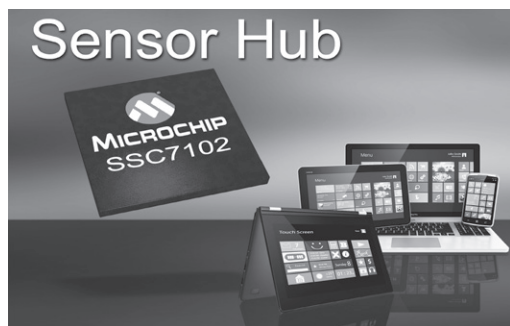
Поступила в редакцию 04.02.2014 г.

## НОВЫЙ МАЛОПОТРЕБЛЯЮЩИЙ ХАБ ДАТЧИКОВ ОТ MICROCHIP – ПРОСТОТА И ГИБКОСТЬ СОЧЕТАНИЯ ПОКАЗАНИЙ ДАТЧИКОВ ВЕДУЩИХ ПРОИЗВОДИТЕЛЕЙ

Ключевые особенности:

- готовое решение для подключения датчиков движения и положения к ПК с ОС Windows® 8, мобильным устройствам и игровым приставкам;
- поддержка большинства датчиков от ведущих мировых производителей;
- простота сочетания данных от нескольких датчиков;
- малое потребление: ~4 мА в режиме выполнения комплексного алгоритма.

Компания Microchip упростила процесс сочетания показаний нескольких датчиков, выпустив новый хаб датчиков – SSC7102. SSC7102 позволяет без особых усилий совместить широкий список датчиков от ведущих мировых производителей. Над разработкой этого решения Microchip сотрудничала совместно с ведущими мировыми производителями датчиков и специалистами в сочетании показаний датчиков.



Благодаря чему теперь инженерам не нужно тратить время на проработку сочетания показаний датчиков. Потребление SSC7102 в режиме исполнения сложных мультисенсорных алгоритмов составляет всего 4 мА, что значительно продлевает время работы устройства от батарейки.

Благодаря малому форм-фактору и низкой цене датчики пригодны к использованию практически в любом устройстве. IHS iSuppli прогнозирует, что к 2016 году в мобильные устройства будет установлено более 6 миллионов датчиков движения. Так датчики получают все большее распространение и становятся неотъемлемой частью повседневной жизни, а вместе с тем растут и требования к считыванию показаний: от простого мониторинга до предоставления полной информации об окружающей среде и какой-либо активности, которые необходимо обработать и совместить. SSC7102 от Microchip позволяет реализовать простое и гибкое решение для обработки и совмещения данных от различных датчиков: движения (акселерометры, магнетометры, гироскопы), окружающей среды (света, давления, влажности, температуры). Хаб SSC7102 разрабатывался Microchip совместно с ведущими компаниями, такими как Bosch и Movea, чтобы получить простое в применении сертифицированное под Windows 8.1-certified HID-over-I2C™ решение с исключительно низким энергопотреблением.

Интегратор датчиков SSC7102 от Microchip доступен в BGA корпусе (6x6 мм), образцы можно заказать уже сейчас, массовые продажи ожидаются в конце этого квартала.

Дополнительную информацию Вы можете посмотреть на сайте <http://www.microchip.com/get/9821>.

[microchip.com](http://www.microchip.com)

### ОДО «Вектор-Систем»

1. Ремонт, модернизация металлообрабатывающего оборудования с программным управлением
2. Модернизация электрорезонансных станков
3. Внедрение электронных устройств ввода-вывода информации в УЧПУ
4. Замена устаревших приводов постоянного тока на экономичные частотные преобразователи с векторным управлением общепромышленными асинхронными электродвигателями
5. Установка электронных измерительных систем и устройств цифровой индикации
6. Комплексное решение задач автоматизации производства
7. Внедрение современных технологий и инструмента в металлообработку

г. Гомель, ул. Тролейбусная, д.5, к.6, тел./факс: +375 232 57-34-73  
GSM: (8-10-375) 297-35-61-62, 296-66-29-16,  
E-mail: stanok-cnc@yandex.ru www.vector-sys.com

### ПТСС ЗАО «Промтехсервисснаб»

г. Минск, ул. Богдановича, 120 Б, ком. 6, Тел.: 266-23-94; 266-23-92,  
e-mail: uslugi@zapservis.by, моб.: (029) 676-02-56,  
www.zapservis.by моб.: (044) 773-72-04,  
факс: 266-23-94.

#### Контрактное производство РЭА:

- ✓ Автоматизированный монтаж SMD-компонентов любой сложности.
- ✓ Комбинированный монтаж с использованием компонентов DIP (выводных), а также SMD (планарных).
- ✓ Сборка корпусных деталей и узлов.
- ✓ Ультразвуковая отмывка печатных плат и узлов высококачественными импортными растворами.
- ✓ Нанесение влагозащитных покрытий.

\*Высокотехническое импортное оборудование обеспечивает высокое качество производимой продукции.

#### Продажа неликвидов ПК для РЭА:

- ✓ Резисторы, конденсаторы, транзисторы, микросхемы и т.д.

# ЗАЛИВКА И КАПСУЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОННЫХ СХЕМ ТЕПЛОПРОВОДЯЩИМИ КОМПАУНДАМИ НОМАКОН™ КПТД-1

А.Е. Рабко, И.Л. Козловский, В.А. Козырко

Надежная защита электронных схем и микросборок от неблагоприятных воздействий окружающей среды, таких как поверхностная конденсатная влага, влажность воздуха, солевой туман, кислотные осадки, ультрафиолетовые лучи, загрязнения пылью и т.п., становится определяющей для современных электронных приборов [1].

Керамико-полимерные теплопроводящие диэлектрические заливочные компаунды НОМАКОН™ КПТД-1 являются 100 %-ми силиконовыми материалами, разработанными для герметизации от внешней среды, электрической изоляции и эффективного отвода тепла от электронных схем и микросборок в изделиях тепло-, электро- и радиоэлектронной техники, работающих в интервале температур от минус 60°C до плюс 250°C [2, 3].

В зависимости от поставленной задачи герметизации и теплоотвода компаунды выпускаются с различными керамическими теплопроводящими наполнителями и с различной заливочной вязкостью. Компаунды серии КПТД-1/1 изготавливаются на основе микропорошков высокоочищенной оксидной керамики ( $\alpha$ -Кристален™). Компаунды серии КПТД-1/2 изготавливаются на основе микропорошков спеченной оксидной и нитридной керамики ( $\beta$ -Кристален™). Компаунды серии КПТД-1/3 изготавливаются на основе микропорошков нитридной керамики.

Компаунды каждой серии выпускаются в двух исполнениях: Л – легкого наполнения с улучшенными вязкотекучими и адгезионными свойствами, а также с пониженной плотностью и твердостью; Т – тяжелого наполнения с повышенными теплопроводностью и удельным электрическим сопротивлением.

Материалы НОМАКОН™ КПТД-1 относятся к классу двухкомпонентных компаундов, отверждение которых осуществляется путем смешивания компонентов А и Б при комнатной температуре: RTV2 – Two Components of Room Temperature Vulcanized Silicone Rubber Compound.

В зависимости от механизма вулканизации применяемых силиконов компаунды КПТД-1 имеют следующие массовые соотношения компонентов А и Б при заливке: компаунды с соотношением 1:1 (компаунд А / компаунд Б) применяются в технологических процессах автоматизированного нанесения компаунда с помощью специальных двухкомпонентных дозаторов; компаунды с соотношением от 25:1 до 35:1 (компаунд А / катализатор-отвердитель Б) применяются, в основном, для ручного смешивания и нанесения.

Таким образом, за основу классификации и маркировки компаундов НОМАКОН™ КПТД-1 принято исполнение по составу теплопроводящего керамического наполнителя (серии 1, 2, 3) в исполнении легкого (Л) или тяжелого (Т) наполнения, которым соответствует заданная нормируемая теплопроводность, нормируемая заливочная вязкость, а также массовое соотношение компонентов А и Б при заливке. Ниже приведено обозначение компаундов при заказе:

Компаунд заливочный теплопроводящий  
электроизоляционный  
НОМАКОН™ КПТД-1/1Т-8,50 (1:1)  
ТУ РБ 100009933.004-2001,

где КПТД-1 – обозначение компаунда, /1Т – первой серии по составу керамического наполнителя (всего включены серии 1, 2, 3) и Т – тяжелого исполнения по наполнению (всего включены наполнения Л – легкое и Т – тяжелое); 8,50 – заливочная динамическая вязкость по Брукфильду, Па·с; (1:1) – массовое соотношение компонентов А и Б при заливке.

В таблице 1 приведены марки компаундов и их основные заливочные свойства. Полный перечень технических характеристик компаундов КПТД-1 представлен на сайте производителя [www.nomakon.by](http://www.nomakon.by).

Таблица 1 – Основные характеристики заливочных компаундов КПТД-1

| Марка компаунда КПТД-1/<br>(сокращенное обозначение) | Плотность,<br>кг/см <sup>3</sup> | Заливочная<br>вязкость, мПа·с,<br>(сантипуаз) | Линейная усадка<br>при отверждении, % | Теплопроводность,<br>Вт/(м·К) | Массовое соотношение<br>компонентов А:Б<br>при заливке |
|------------------------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|--------------------------------------------------------|
| 1Л-1,00 (К1/50)                                      | 1,10                             | 1000                                          | 1,5                                   | 0,25                          | 1:1, 25:1                                              |
| 1Л-1,50 (К1/70)                                      | 1,50                             | 1500                                          | 1,0                                   | 0,40                          | 1:1, 30:1                                              |
| 1Л-2,50 (К1/90)                                      | 1,70                             | 2500                                          | 0,4                                   | 0,50                          | 1:1, 30:1                                              |
| 1Т-5,50 (К1)                                         | 1,80                             | 5500                                          | 0,2                                   | 0,60                          | 1:1, 35:1                                              |
| 1Т-8,50 (К3)                                         | 2,00                             | 8500                                          | 0,1                                   | 0,70                          | 1:1, 35:1                                              |
| 1Т-12,50 (К4)                                        | 2,20                             | 12500                                         | 0,1                                   | 0,80                          | 1:1, 35:1                                              |
| 2Л-6,50 (К2)                                         | 1,80                             | 6500                                          | 0,2                                   | 0,70                          | 1:1, 35:1                                              |
| 2Т-12,5 (К5)                                         | 2,10                             | 12500                                         | 0,1                                   | 1,10                          | 1:1, 35:1                                              |
| 3Л-10,5 (К6)                                         | 1,70                             | 10500                                         | 0,2                                   | 1,00                          | 1:1, 25:1                                              |
| 3Т-15,0 (К7)                                         | 2,00                             | 15000                                         | 0,1                                   | 1,40                          | 1:1, 30:1                                              |

Основные преимущества компаундов КПТД-1:

- широкий выбор марок по заливочным свойствам, теплопроводности и соотношению компонентов А и Б при заливке;
- подбор цвета: белый, серый, черный, розовый, красный, коричневый (рисунок 1), компоненты А и Б при смешении 1:1 отличаются цветом (оттенком) для контроля качества смешивания перед заливкой;



Рисунок 1

- минимальные сроки поставки (7–10 дней) в количестве от 1 шт. упаковки весом от 0,25 до 2 кг; Рисунок
- поставка в полимерной упаковке, удобной для предварительного вымешивания перед заливкой;
- гарантийный срок не менее 6 месяцев с даты отгрузки (продажи);
- оптимальное соотношение цена – качество;
- по заявке вместе с компаундом поставляется праймер (грунтовка) для улучшения адгезии компаунда с контактной поверхностью.

Применение компаундов для герметизации осуществляется путем полной или частичной заливки изделий в корпусе (рисунок 2), а также сплошным или частичным нанесением слоя только на поверхность электронной платы – капсулированием (рисунок 3). Максимальная толщина слоя компаунда при заливке, как правило, не превышает 4–6 мм, при капсулировании не более 0,5–1 мм. Линейные усадки при отверждении определяются маркой компаунда и составляют 0,1–1,5 %.

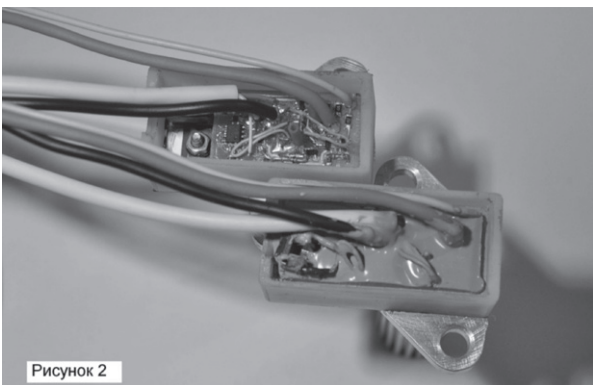


Рисунок 2

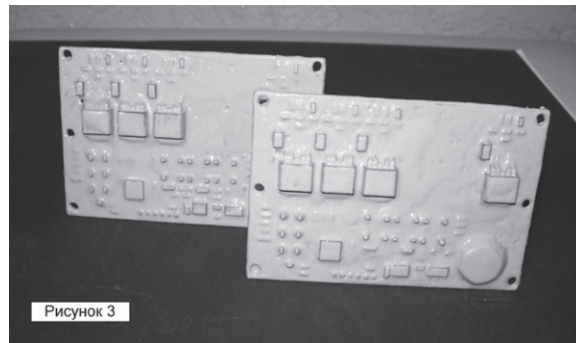


Рисунок 3

В условиях массового производства при существенных габаритах заливаемых изделий преимущества капсулирования очевидны: наименьший по сравнению с полной заливкой в корпусе расход компаунда, полный контроль качества покрытия после отверждения, возможность извлечения капсулированного изделия из корпуса для проверки работоспособности и замены. Опыт полного капсулирования электронных плат показывает, что покрытие КПТД-1 обеспечивает степень защиты оболочки IP68 (длительное время работы под водой на глубине более 1 м).

Основные операции технологического процесса заливки изделий в корпусе и капсулировании:

- подготовка поверхностей корпуса и платы (очистка, обезжиривание, нанесение грунтовки-праймера);
- подготовка компаунда: вымешивание компонентов А и Б в исходной таре до равномерной консистенции, дозирование компонентов по массе, смешивание;
- при заливке изделия в корпусе осуществляется обработка на вибростоле для заполнения компаундом микрощелей и выхода пузырьков воздуха (заполнение газовых полостей), обработка в вакуумной камере для выхода микропузырьков воздуха, выдерживание в термокамере при 60–85°C для быстрого отверждения;
- при капсулировании осуществляется дозирование компаунда на каждую плату, распределение компаунда по плате специальной автоматической дозирующей головкой, или в ручную кистью, выдерживание в термокамере при 60–85°C для быстрого отверждения, сплошной визуальный контроль качества покрытия, выборочный ультразвуковой контроль толщины покрытия.

При выборе марки компаунда для корпусной заливки перед разработчиками встает вопрос оценки теплопроводящих свойств КПТД-1. В данном случае суммарное удельное термическое сопротивление теплопередаче  $R$  включает термическое сопротивление на границе «теплоотдающая контактная поверхность – компаунд»  $R_{1с}$ , термическое сопротивление, зависящее от толщины  $\delta$  и теплопроводности  $\lambda$  слоя компаунда  $\delta/\lambda$ , а также термическое сопротивление на границе «компаунд – теплопринимающая контактная поверхность»  $R_{2с}$ :

$$R = R_{1с} + \delta/\lambda + R_{2с}. \quad (1)$$

При заливке и отверждении между контактными поверхностями поверхность компаунда даже на микроуровне в основном полностью повторяет контур контактной поверхности и хорошо «прилипает» к ней за счет по-



Рисунок 4

верхностной адгезии, что значительно снижает суммарное удельное контактное термическое сопротивление  $R_s = R_{1s} + R_{2s}$  (2). Для расчета термического сопротивления слоя компаунда следует принимать следующие значения эмпирических коэффициентов: компаунды КПТД-1 легкого наполнения (Л)  $R_s = 0,17 \text{ К} \cdot \text{см}^2/\text{Вт}$ , компаунды КПТД-1 тяжелого наполнения (Т)  $R_s = 0,22 \text{ К} \cdot \text{см}^2/\text{Вт}$ . При этом значение теплопроводности для данной марки компаунда берется из таблицы 1, или из удостоверения о качестве, которое прилагается к поставляемой продукции.

Определим на примере критерий выбора компаунда при заливке в зависимости от теплопроводности и заливочной вязкости. При применении компаунда КПТД-1/1Л-2,5 (К1/90) возможно пролить конструктивные зазоры между платой и корпусом шириной 0,35 мм, а при применении КПТД-1/1Т-12,5 (К4) не менее 1 мм, т.к. заливочная вязкость К1/90 в пять раз ниже, чем К4. Теплопроводность же К4 в 1,6 раза выше, чем у К1/90 (см. таблицу 1). Произведем оценку удельного термического сопротивления теплопередачи при применении данных компаундов по формуле 1 с учетом зависимости 2 для  $R_s$ : для компаунда К1/90  $R = 7,17 \text{ К} \cdot \text{см}^2/\text{Вт}$ , для компаунда К4  $R = 12,72 \text{ К} \cdot \text{см}^2/\text{Вт}$ .

Таким образом, при разработке корпусного изделия с минимальными зазорами для заливки применение компаунда КПТД-1/1Л-2,5 (К1/90) в 1,8 раза обеспечит более высокий теплоотвод по сравнению с компаундом КПТД-1/1Т-12,5 (К4). При этом массовый расход с учетом минимальной ширины зазора и плотности у компаунда К1/90 будет в 3,7 раза меньше, чем у К4.

В процессах заливки и капсулирования, где толщина защитного слоя нормируется и не зависит от заливочной вязкости, величина теплоотвода напрямую зависит от теплопроводности компаунда.

Приведенные выше критерии выбора подтверждаются статистикой продаж компаундов за последние годы: наблюдается устойчивый повышенный спрос на КПТД-1/1Л-2,5 (К1/90) и КПТД-1/1Т-5,5 (К1) для корпусной заливки, а также на КПТД-1/3Л-10,5 (К6) и КПТД-



Рисунок 5

1/3Т-15,0 (К7) для заливки с нормируемыми зазорами и капсулирования.

В настоящее время процессы заливки в корпус и капсулирования достаточно автоматизированы с применением специальных двухкомпонентных дозаторов для дозирования по массе, смешивания и подачи компаунда, а также координатных роботов для позиционирования подающей головки дозатора. Преимущество автоматизированных систем нанесения заключается в возможности полной интеграции в конвейерную линию при массовом производстве, а также работе в полуавтоматическом режиме при наличии оператора и устройства дозирования в виде ручного пистолета.

Среди производителей двухкомпонентных дозаторов следует выделить оборудование фирмы SECIMER серии DOSAMIX (рисунок 4), серии PU и RIM, системы дозирования PD44 и PR70 фирмы Graco, системы дозирования Liquid Control LC120FR, Liquid Control MINI, IJ30C, IJ40C (рисунок 5) компании Fisanar Liquid Control.

Возможности перечисленных дозирующих систем позволяют использовать компоненты А и Б с различной вязкостью, включая силиконы с различными наполнителями, при соотношении смешивания от 1:1 до 100:1. Опыт применения компаундов НОМАКОН™ КПТД-1 на автоматизированных технологических участках заливки показал их полное соответствие требованиям данного дозирующего оборудования по точности смешивания и дозирования.

#### Литература:

1. Попова, Г.Е. Кремнийорганические защитные материалы в изделиях микроэлектроники и в технологии печатных плат // ЦНИИ «Электроника». – Москва, 1988. – Сер. 6. – Вып. 8. – 43 с. ил.
2. Саханенков, А.Н. Эластичные теплопроводящие изоляционные материалы «НОМАКОН» // Инженерная микроэлектроника. – 2004. – № 6. – С. 36–37.
3. Рабко, А.Е. Теплопроводящие диэлектрические эластичные материалы НОМАКОН™ / А.Е. Рабко [и др.] // Электроника Инфо. – 2008. – № 9. – С. 27–31.

## СВЕТИЛЬНИК НАПРАВЛЕННОГО СВЕТА

## Серия LN06001

Светильник направленного света для скрытого монтажа. Отличное соотношение цены и производительности. Высокое качество света (CRI в районе 83/84 Ra) обеспечивается светодиодами Samsung LED 5630. Низкое потребление энергии и время работы  $\geq 50\,000$  ч делают этот светильник отличной альтернативой традиционным технологиям (CFL, галоген).

Гарантия

Время

Экономия

Защита

Возможность



года



50 000 ч



70 %



IP 40



регулировка



| Ватт | Д   | Д <sub>0</sub> | В  | Белый       | Люмен | Код продукта | Код заказа |
|------|-----|----------------|----|-------------|-------|--------------|------------|
| 7    | 92  | 80             | 56 | Теплый      | 480   | LN0600107WW  | OPT0206    |
|      |     |                |    | Натуральный | 540   | LN0600107NW  | OPT0206/A  |
| 12   | 130 | 115            | 66 | Теплый      | 800   | LN0600112WW  | OPT0206/C  |
|      |     |                |    | Натуральный | 900   | LN0600112NW  | OPT0206/D  |
| 18   | 162 | 140            | 75 | Теплый      | 1200  | LN0600118WW  | OPT0206/F  |
|      |     |                |    | Натуральный | 1350  | LN0600118NW  | OPT0206/G  |
| 22   | 190 | 175            | 70 | Теплый      | 1600  | LN0600122WW  | OPT0206/I  |
|      |     |                |    | Натуральный | 1800  | LN0600122NW  | OPT0206/L  |
| 30   | 230 | 210            | 85 | Теплый      | 2400  | LN0600130WW  | OPT0206/N  |
|      |     |                |    | Натуральный | 2500  | LN0600130NW  | OPT0206/O  |

## Серия LN06004

Светильник направленного света для скрытого монтажа. Отличное соотношение цены и производительности. Изоляция IP65 внизу дает возможность установки даже во влажных местах (ванные), а также снаружи помещений. Обработанное стекло в нижней части. Низкое потребление энергии и время работы  $\geq 30\,000$  ч делают этот светильник отличной альтернативой традиционным технологиям (CFL, галоген).

Гарантия

Время

Экономия

Защита

Возможность



года



30 000 ч



70 %



IP 65



регулировка



| Ватт | Д1  | Д2  | Д <sub>0</sub> | В  | Белый       | Люмен | Код продукта | Код заказа |
|------|-----|-----|----------------|----|-------------|-------|--------------|------------|
| 7    | 95  | 82  | 75             | 40 | Теплый      | 480   | LN0600407WW  | OPT0286    |
|      |     |     |                |    | Натуральный | 540   | LN0600407NW  | OPT0286/A  |
| 12   | 160 | 140 | 125            | 40 | Теплый      | 800   | LN0600412WW  | OPT0286/C  |
|      |     |     |                |    | Натуральный | 900   | LN0600412NW  | OPT0286/D  |
| 18   | 200 | 180 | 165            | 40 | Теплый      | 1200  | LN0600418WW  | OPT0286/F  |
|      |     |     |                |    | Натуральный | 1350  | LN0600418NW  | OPT0286/G  |
| 30   | 260 | 240 | 210            | 40 | Теплый      | 2400  | LN0600430WW  | OPT0286/I  |
|      |     |     |                |    | Натуральный | 2500  | LN0600430NW  | OPT0286/L  |

## СТЕКЛЯННЫЙ КВАДРАТНЫЙ СВЕТИЛЬНИК НАПРАВЛЕННОГО СВЕТА

### Серия LN06005

Квадратный светильник направленного света для скрытого монтажа. Отличное соотношение цены и производительности. Изоляция IP65 внизу дает возможность установки даже во влажных местах (ванн), а также снаружи помещений. Обработанное стекло в нижней части. Низкое потребление энергии и время работы  $\geq 30\,000$  ч делают этот светильник отличной альтернативой традиционным технологиям (CFL, галоген).

Гарантия

Время

Экономия

Защита

Возможность



года



30 000 ч



70 %



IP 65



регулировка



| Ватт | Дл1 | Дл2 | Дл3 | В  | Белый       | Люмен | Код продукта | Код заказа |
|------|-----|-----|-----|----|-------------|-------|--------------|------------|
| 7    | 95  | 82  | 75  | 40 | Теплый      | 480   | LN0600507WW  | OPT0287    |
|      |     |     |     |    | Натуральный | 540   | LN0600507NW  | OPT0287/A  |
| 12   | 160 | 140 | 125 | 40 | Теплый      | 800   | LN0600512WW  | OPT0287/C  |
|      |     |     |     |    | Натуральный | 900   | LN0600512NW  | OPT0287/D  |
| 18   | 200 | 180 | 165 | 40 | Теплый      | 1200  | LN0600518WW  | OPT0287/F  |
|      |     |     |     |    | Натуральный | 1350  | LN0600518NW  | OPT0287/G  |
| 30   | 260 | 240 | 210 | 40 | Теплый      | 2400  | LN0600530WW  | OPT0287/I  |
|      |     |     |     |    | Натуральный | 2500  | LN0600530NW  | OPT0287/L  |

## ВЫТЯНУТЫЕ СВЕТОДИОДНЫЕ ЛАМПЫ ЕСО:

### Серия LN05002

- Высокая яркость
- CRI > 80
- Вращающиеся контакты
- Оболочка молочного цвета
- Сферы применения: торговые центры, супермаркеты, производственные предприятия, склады, офисы, школы и т.д.

Гарантия

Время

Экономия

Защита

Без



года



50 000 ч



55 %



IP 20



регулировки



Пусковое устройство содержит внутри магнитную изоляцию для обеспечения полной совместимости с электромагнитными стандартами. Оболочка молочного цвета устраняет блики и делает освещение комфортным и пригодным для

использования в офисах с видео терминалами и дисплеями. Вместе с лампой поставляется дополнительный набор аксессуаров без дополнительных платежей. Легко и быстро заменяет неоновые лампы (см. руководство по установке).

| Длина, см | Ватт | Эквивалентно неону, Ватт | Белый       | Люмен | Код продукта   | Код заказа |
|-----------|------|--------------------------|-------------|-------|----------------|------------|
| 60        | 10   | 18                       | Натуральный | 850   | LN05002060NWMS | OPT0220/A  |
| 90        | 14   | 30                       | Натуральный | 1200  | LN05002090NWMS | OPT0221/A  |
| 120       | 20   | 36                       | Натуральный | 1800  | LN05002120NWMS | OPT0222/A  |
| 150       | 24   | 58                       | Натуральный | 2200  | LN05002150NWMS | OPT0223/A  |

## СВЕТОДИОДНЫЕ СВЕТИЛЬНИКИ

## Серия LN01002

40 Вт, 595x595 мм, H=4 см

- Высокая яркость
- CRI > 80
- UGR < 21
- Скрытый монтаж
- Сферы применения:  
торговые центры,  
супермаркеты,  
производственные предприятия,  
склады,  
офисы,  
школы и т.д.



Гарантия



года

Время



50 000 ч

Экономия



70 %

Защита



IP 40

Возможность



регулировка



40W LED панель для встраивания в нишу размером 595x595 мм. Предназначена для использования внутри помещений. Прямое освещение, рассеиватель из оргстекла с защитой от ультрафиолета. Пусковое устройство, идущее вместе со светильником, соединяется с ним через разъем питания, который можно не располагать вверху панели, предотвратив таким образом нагрев пускового устройства от тепла, генерируемого светодиодами, что может вызвать неизбежное уменьшение времени работы. Светильник обеспечивает значение

обобщенного показателя дискомфорта (UGR) < 19 на расстоянии 0,7–1,30 м от глаз человека до пола при правильном размещении в потолке и низком коэффициенте отражения стен, пола и рабочих поверхностей (между 0,2 и 0,7). В целом для подтверждения данных рекомендуется фотометрическая симуляция. Le NOWA предоставляет IES файлы с фотометрическими данными для светильника, а также услугу симуляции по запросу клиента. Значение CRI (индекса цветопередачи) > 80 по требованию стандарта EN12464.

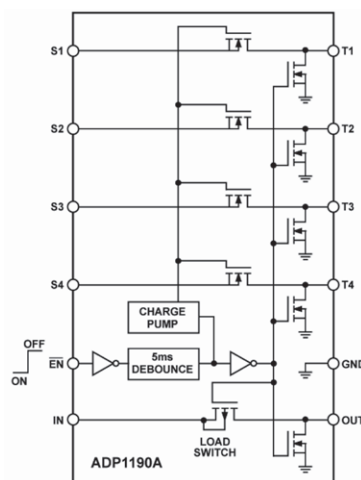
| Размер, см | Мощность, W | Белый цвет          | Свет. Поток, лм | Код продукта          | Код заказа |
|------------|-------------|---------------------|-----------------|-----------------------|------------|
| 60x60      | 40          | Натуральный (4000K) | 3500            | LN01002 60060 40 NW C | OPT0276/A  |

• По поводу любой конфигурации, не упомянутой на данной странице, пожалуйста, обращайтесь в службу поддержки Le NOWA ([www.lenowa.ru](http://www.lenowa.ru)).

*Продолжение следует*

## УПРАВЛЕНИЕ ПИТАНИЕМ И ТЕПЛОВЫМ РЕЖИМОМ

ADP1190A представляет собой интегрированный переключатель нагрузки в цепи входного напряжения и четырехканальный сигнальный ключ, комбинация которых обеспечивает развязку доменов питания для продления срока службы батарей, отключая SIM-карты и карты памяти в телефонных аппаратах, планшетных компьютерах и накопителях USB. Переключатели нагрузки, которые реализованы на обладающих низким сопротивлением во включенном состоянии MOSFET (полевых МОП) транзисторах с каналом P-типа, поддерживают непрерывный ток нагрузки до 500 мА и минимизируют потери мощности. В компоненте также интегрированы четыре открытых в нормальном состоянии сигнальных ключа типа SPST (однополюсный ключ на одно направление) с сопротивлением 3 Ом. ADP1190A работает с однополярным напряжением питания в диапазоне от 1,4 В до 3,6 В, потребляя максимальный ток 2 мкА. Компонент имеет меньшую емкость ключей и выпускается в более тонком корпусе WLCSP с 12 шариковыми контактами (шаг 0,4 мм) по сравнению с оригинальной моделью ADP1190. Рабочий температурный диапазон составляет от -40°C до +85°C.



Интегрированный переключатель нагрузки на 500 мА в цепи входного напряжения и четырехканальный сигнальный ключ



**БелПлата**

тел. +375 17 287 85 66  
факс +375 17 287 85 65  
тел.моб. +375 29 684 43 09  
220068, г. Минск, ул. Некрасова, 114,  
оф. 238, 2 этаж, e-mail: info@belplata.by

### Разработка и поставка печатных плат:

любой класс точности, широкий спектр покрытий, изготовление образцов от 5 дней.

### Поставка фотошаблонов

### Поставка трафаретов:

из нержавеющей стали и латуни.

### Материалы для печатных плат:

защитные маски, маркировочные краски, фоторезисты, паяльные пасты.

### Поставка изделий из феррита:

любые виды сердечников CI, EE, EEM, EP, EER, ETD, EC, EF, ED, EFD, EI, EPO, EPX, EPC и т.д.

### Поставка электронных компонентов:

STMicroelectronics, NXP Semiconductors, Vishay, Holtek Semiconductor.

[www.belplata.by](http://www.belplata.by)



Качество и компетентность  
в мире печатных плат

**ОАО «Минский часовой завод»**

## ВАШ НАДЕЖНЫЙ ИЗГОТОВИТЕЛЬ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ

220095, г. Минск,  
пр. Независимости, 95,  
т./ф. +375 (17) 280-49-55  
моб. +375 (29) 750-45-50  
bogdashich@mail.ru



Срок  
изготовления  
от 2 дней  
до двух  
недель

### Типы плат

- ДПП, МПП (до 24 слоев) любого класса точности
- Гибкие печатные платы
- Платы для ВЧ/СВЧ
- Платы на алюминиевой подложке
- Платы для смарт-карт

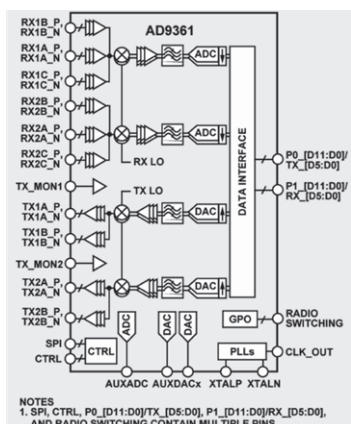
### Возможности

- Проектирование плат
- Технологическая поддержка
- Покрытия: HASL, иммерсионное золото, иммерсионное олово, ПОС, Ni-B
- Формирование контура любой формы
- Материалы: FR-4, Rogers, Duroid, алюминий, лавсан

### Качество

- Сертификат соответствия ВУ/112 05.01.0030030

## ВЧ- И ПЧ-КОМПОНЕНТЫ, КОМПОНЕНТЫ ДЛЯ СИСТЕМ БЕСПРОВОДНОЙ И ШИРОКОПОЛОСНОЙ СВЯЗИ



Конфигурируемый радиотрансивер

Высококачественный, обладающий высокой степенью интеграции, конфигурируемый радиотрансивер AD9361 поддерживает работу в широком диапазоне частот и обладает возможностями программирования, которые делают его идеальным выбором для самых разнообразных приемопередающих радиосистем. Компонент совмещает в себе входной интерфейс ПЧ, конфигурируемый каскад аналого-цифровой обработки сигнала в полосе модулирующих частот и интегрированные синтезаторы сетки частот, упрощая проектирование благодаря конфигурируемому цифровому интерфейсу с процессором. Трансивер обеспечивает работу в полосе частот от 70 МГц до 6,0 ГГц с шириной канала от 200 кГц до 56 МГц, поддерживая большинство лицензируемых и нелицензируемых диапазонов. Компонент выпускается в корпусе CSP\_BGA со 144 шариковыми контактами, имеющем габариты 10×10 мм.

Альфачип ЛТД

**HORN  
TRADE**

ООО "ГорнТрейд"

поставка электронных компонентов

контрактное производство

тел.: +375 17 290 0082  
факс: +375 17 290 0084  
e-mail: info@horntrade.net

20 лет

# СТЕЛЛА МОНТИС

**МАТЕРИАЛЫ И ОБОРУДОВАНИЕ  
ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ**  
ФОТОРЕЗИСТ, ЗАЩИТНЫЕ МАСКИ И ТД.

**МАТЕРИАЛЫ И ОБОРУДОВАНИЕ  
ДЛЯ ПАЙКИ И МОНТАЖА**  
ПАЯЛЬНАЯ ПАСТА, ПРИПОЙ, ФЛЮС-ГЕЛЬ

**ЗАЩИТНЫЕ ЛАКИ CRAMOLIN:  
ТЕРМО, ВЛАГО и ЭМИ**

**КОНТРОЛЬНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ  
ПРИБОРЫ И АКСЕССУАРЫ**

**АНТИСТАТИЧЕСКАЯ МЕБЕЛЬ  
И ОБОРУДОВАНИЕ**

**ФОТОТЕХНИЧЕСКИЕ ПЛЕНКИ**

ТЕЛ./ФАКС +375 17 2458431, 2458252; GSM: +375 29 6458431  
WEB: WWW.STELLAMONTIS.COM E-mail: info@stellamontis.com



ООО  
«АДВИК-СТРОЙ»

**Поставка импортных  
электронных компонентов  
от ведущих производителей**

220015, г. Минск, ул.Одоевского 117, оф. 315  
тел./факс +375 17 269-93-33  
E-mail: info@advik.by  
Web: www.advik.by  
тел./факс. +375 17 269-93-34

# НАНОТЕХ

г. Минск, ул. Седых 12А, пом. 2Н

ООО "Нанотех"

- ❑ **Монтаж печатных плат**  
(автоматический и ручной)
- ❑ **Печатные платы**  
(одно-, двухсторонние, многослойные, на алюминии)
- ❑ **Трафареты для пасты**  
(лазерной резкой из нержавеющей стали)
- ❑ **Паяльные пасты**  
(безотмывочные, канифольные, водосмываемые, и др.)

pcb@pcb.by    тел: +375 17 237 29 34

www.pcb.by    тел: +375 17 237 29 35

тел/факс: +375 17 237 29 36

тел/факс: +375 17 281 35 36



# ЕВРОАВТОМАТИКА «F&F»<sup>®</sup>

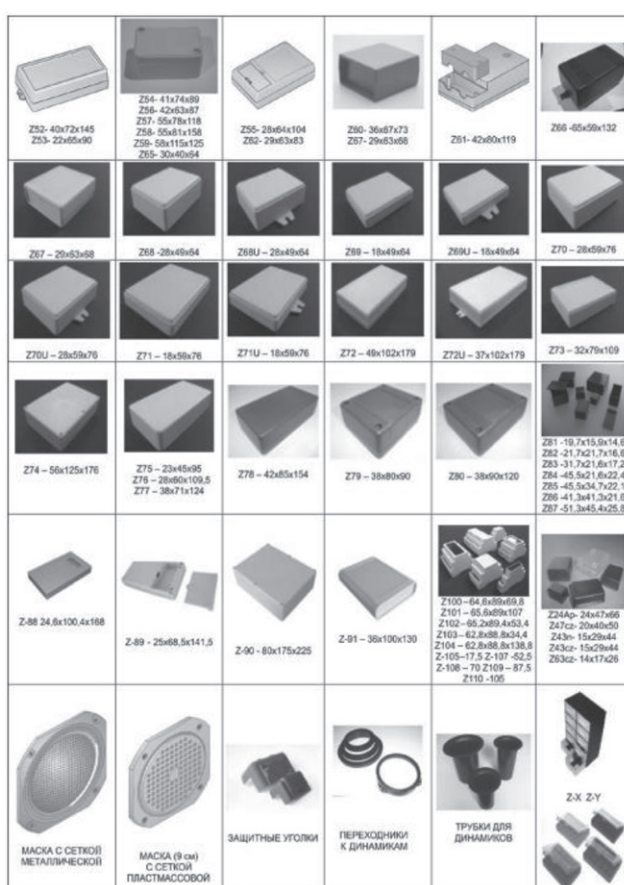
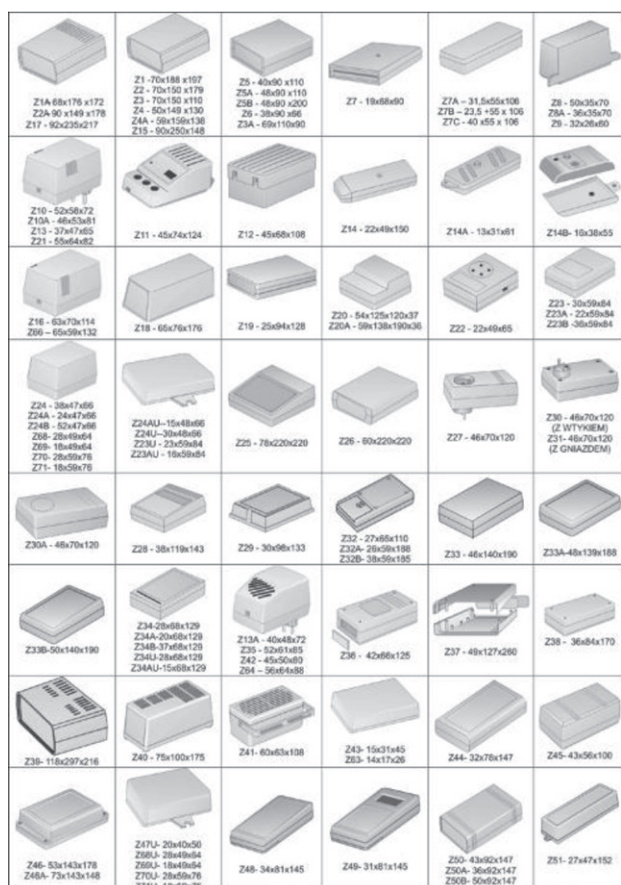
ООО «Евроавтоматика Фиф» ([www.fif.by](http://www.fif.by)) является официальным дистрибьютором в Республике Беларусь польской компании KRADEX ([www.kradex.com.pl](http://www.kradex.com.pl)).

Компания KRADEX специализируется на производстве пластиковых корпусов для электроники. Линейка продукции состоит из широкой гаммы универсальных корпусов для блоков питания, пультов управления, сигнализации, измерительных приборов, усилителей, электронных модулей и многого другого. Компания KRADEX по заказу клиента, готова спроектировать и изготовить различные корпуса. Все корпуса изготавливаются из полистирола (PS), полипропилена (PP) и ABS (до 0,5 кг массы одной детали).

Информацию о ценах и сроках поставки на продукцию компании KRADEX можно узнать в отделе продаж ООО «Евроавтоматика Фиф».

220073, г. Минск, ул. Ольшевского, 24-521,  
тел.: (017) 209-62-92, 209-68-26, 363-70-76;  
моб. тел.: (029) 379-96-22.

e-mail: [minsk@fif.by](mailto:minsk@fif.by)  
e-mail: [specprod@fif.by](mailto:specprod@fif.by)  
[www.fif.by](http://www.fif.by)



| НАИМЕНОВАНИЕ ТОВАРА                                                                                                              | ЦЕНА          | НАЗВАНИЕ<br>ОРГАНИЗАЦИИ             | АДРЕС, ТЕЛЕФОН                                                                                        |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|-------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКАЯ ПРОДУКЦИЯ                                                                                                     |               |                                     |                                                                                                       |
| Индукционные лампы Saturn 40, 80, 120, 150, 290, 300W. В комплекте электронный балласт                                           | 80-380 у.е.   | ООО «ФЭК»                           | г. Минск.<br>Тел./ф.: 200-34-23,<br>тел.: 200-04-96.<br>E-mail: lighting@fek.by                       |
| Индукционные лампы Smart Dragon 40, 80, 120, 150, 200, 300W.                                                                     | 80-380 у.е.   |                                     |                                                                                                       |
| Дроссели, ЭПРА, ИЗУ, пусковые конденсаторы, патроны и ламподержатели для люминесцентных ламп                                     | Договор       | ООО «Альфалидер групп»              | г. Минск.<br>Тел./ф.: 391-02-22,<br>тел.: 391-03-33.<br>www.alider.by                                 |
| Мощные светодиоды (EMITTER, STAR), сборки и модули мощных светодиодов, линзы ARLIGHT                                             | Договор       | ООО «СветЛед решения»               | г. Минск.<br>Тел./ф.: 214-73-27,<br>214-73-55.<br>E-mail: info@belaist.by<br>www.belaist.by           |
| Управление светом: RGB-контроллеры, усилители, диммеры и декодеры                                                                |               |                                     |                                                                                                       |
| Источники тока AC/DC для мощных светодиодов (350/700/100-1400 mA) мощностью от 1W до 100W ARLIGHT                                |               |                                     |                                                                                                       |
| Источники тока DC/DC для мощных светодиодов (вход 12-24V) ARLIGHT                                                                |               |                                     |                                                                                                       |
| Источники напряжения AC/DC (5-12-24-48V/ от 5 до 300W) в металлическом кожухе, пластиковом, герметичном корпусе ARLIGHT, НАІТАІК |               |                                     |                                                                                                       |
| Светодиодные ленты, линейки открытые и герметичные, ленты бокового свечения, светодиоды выводные ARLIGHT                         |               |                                     |                                                                                                       |
| Светодиодные лампы E27, E14, GU 5.3, GU 10 и др.                                                                                 |               |                                     |                                                                                                       |
| Светодиодные светильники, прожектора, алюминиевый профиль для светодиодных изделий                                               |               |                                     |                                                                                                       |
| КВАРЦЕВЫЕ РЕЗОНАТОРЫ, ГЕНЕРАТОРЫ, ФИЛЬТРЫ, ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКИЕ ИЗДЕЛИЯ                                                             |               |                                     |                                                                                                       |
| Любые кварцевые резонаторы, генераторы, фильтры (отечественные и импортные)                                                      | от 0,10 у.е.  | УП «Алнар»                          | г. Минск.<br>Тел./ф.: 209-69-97,<br>тел. (029) 644-44-09.<br>E-mail: alnar@alnar.net<br>www.alnar.net |
| Кварцевые резонаторы Jauch под установку в отверстия и SMD-монтаж                                                                | от 0,10 у.е.  |                                     |                                                                                                       |
| Кварцевые генераторы Jauch под установку в отверстия и SMD-монтаж                                                                | от 0,50 у.е.  |                                     |                                                                                                       |
| Термокомпенсированные кварцевые генераторы                                                                                       | от 2,20 у.е.  |                                     |                                                                                                       |
| Резонаторы и фильтры на ПАВ                                                                                                      |               |                                     |                                                                                                       |
| Пьезокерамические резонаторы, фильтры, звонки, сирены                                                                            | от 0,04 у.е.  |                                     |                                                                                                       |
| СПЕЦПРЕДЛОЖЕНИЕ                                                                                                                  |               |                                     |                                                                                                       |
| Большой выбор электронных компонентов со склада и под заказ                                                                      | Договор       | ЧТУП «Чип электроникс»              | г. Минск.<br>Тел./ф.: 269-92-36.<br>E-mail: chipelectronics@mail.ru<br>www.chipelectronics.by         |
| Широчайший выбор электронных компонентов (микросхемы, диоды, тиристоры, конденсаторы, резисторы, разъемы в ассортименте и др.)   | Договор       | ООО «Альфалидер групп»              | г. Минск.<br>Тел./ф.: 391-02-22,<br>тел.: 391-03-33.<br>www.alider.by                                 |
| Мультиметры, осциллографы, вольтметры, клещи, частотомеры, генераторы отечественные и АКІП, APPA, GW, LeCroy, Tektronix, Agilent | 1-й поставщик | ООО «Приборо-строительная компания» | г. Минск.<br>Тел./ф.: 284-11-18,<br>тел.: 284-11-16.<br>E-mail: 4805@tut.by                           |

# SIEMENS



Пожалуй лучший дистрибьютор Siemens AG в РБ

г. Минск, ул. Филимонова, д. 25б; e-mail: [ast@ast-expert.by](mailto:ast@ast-expert.by) web: [www.ast-expert.by](http://www.ast-expert.by)

тел.: +375 (17) 389 70 70/71/72 факс: +375 (17) 267 42 29

**Приглашаем посетить наш стенд на ВЫСТАВКЕ «Автоматизация. Электроника»  
которая пройдет с 12-15 февраля 2014, г. Минск, ул. Я. Купалы, 27, НВЦ "Белэкспо"**

**КОНТРАКТНОЕ ПРОИЗВОДСТВО ЭЛЕКТРОНИКИ  
АВТОМАТИЧЕСКИЙ И РУЧНОЙ МОНТАЖ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ  
ПОСТАВКА ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ  
ПОСТАВКА ЭЛЕКТРОННЫХ КОМПОНЕНТОВ  
ПОСТАВКА ТРАФАРЕТОВ ИЗ НЕРЖАВЕЮЩЕЙ СТАЛИ  
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОНИКИ НА ЗАКАЗ**

**ПОЛНЫЙ КОМПЛЕКС УСЛУГ:**

**ИЗГОТОВЛЕНИЕ ОТ ОПЫТНЫХ ОБРАЗЦОВ -  
ДО КРУПНЫХ СЕРИЙ**



РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ, 220026  
Г. МИНСК, ПЕР. БЕХТЕРЕВА, 8, ОФИС 35  
ТЕЛ. (+375 17) 205 06 94, 296 31 61  
VELCOM (+375 29) 115 35 75  
E-MAIL: INFO@ELCONTINENT.COM

БЕЛОРУССКИЙ ПРОИЗВОДИТЕЛЬ ЭЛЕКТРОНИКИ

**ЭЛЕКТРОКОНТИНЕНТ**  
КОНТРАКТНОЕ ПРОИЗВОДСТВО ЭЛЕКТРОНИКИ

WWW.ELCONTINENT.BY



## **ВСЁ НЕОБХОДИМОЕ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И ВСТРАИВАЕМЫХ СИСТЕМ**

Группа компаний **ЭЛТИКОН**

- Промышленные компьютеры, серверы, центры обработки и хранения данных;
- Встраиваемые и бортовые вычислительные системы, в т.ч. для жестких условий эксплуатации;
- ПЛК и микроконтроллеры, распределенные системы управления и сбора данных;
- Средства операторского интерфейса: мониторы, панели оператора, консоли управления, клавиатуры, трекболы, указательные устройства, информационные табло и мониторы для уличных применений;
- Устройства локального и удаленного ввода-вывода сигналов, АЦП, ЦАП, решения для управления движением, нормализаторы сигналов;
- Сетевое и коммуникационное оборудование для различных сетей, шлюзы данных, коммутаторы Ethernet, медиа-конвертеры, сетевые контроллеры, модемы, удлинители сетей, преобразователи интерфейсов, протоколов и т.п.;
- Датчики для различных применений;
- Источники вторичного электропитания для промышленных, медицинских, бортовых и специальных применений, инверторы электропитания, программируемые источники питания;
- Решения на основе полупроводниковых источников света для уличного освещения и архитектурной подсветки;
- Специализированные датчики, контроллеры и устройства для «умного дома»;
- Корпуса, конструктивы, субблоки в стандарте евромеханика, шкафы, стойки, компьютерные корпуса;
- Крепежные элементы, клеммы, монтажный инструмент, провода и кабели, кабельные вводы, соединители;
- Программное обеспечение всех уровней АСУТП, SCADA-система Genesis, OPC-серверы и средства их разработки

**ADVANTECH**

**ADLINK**  
TECHNOLOGY INC.

**XP**

**ProSOFT**  
АВТОРИЗОВАННЫЙ ДИЛЕР

**Akiwa Technology, Inc.**  
SUBSIDIARY OF GUANGSHENG INDUSTRIAL, TAIWAN

**iKey**

**OCTAGON**  
SYSTEMS

**Getac**

**iconics**

**LITEMAX**

**BELDEN**  
SENDING ALL THE RIGHT SIGNALS

**TDK-Lambda**

**APC**  
by Schneider Electric

**iBASE**

**PEPPERL+FUCHS**  
**ELCON**

**IEE**

**Transcend**

**WEINTEK**

**EtherWAN**

**rttd**

**SCAIME**  
ENVIRONMENT PROTECT. INDUSTRY PRECISION

**innoDisk**  
Beyond your imagination

**Schroff**

**CEHCO**

**ifm electronic**

**ifm**

**WAGO**

**PLANAR**

**XLight**

**Fastwel**

**DATAFORTH**

**mcn**  
mikro elektronik  
gmbh - nürnberg

**VIPA**  
art of automation

**InduKey**  
Industrial Input Devices

**TRI-M**  
ENGINEERING

- ✓ Более 50 вендоров в программе поставок
- ✓ Широкий диапазон продукции "из одних рук"
- ✓ Сервисный центр и послегарантийное обслуживание продукции

- ✓ Компетентный анализ технических решений с гарантией совместимости и работоспособности конфигурации
- ✓ Наличие сертификатов и ГТД

- ✓ Развитая система логистики, нестандартные схемы поставок, склады в Минске, Москве и Гамбурге
- ✓ Производство промышленных компьютеров, шкафов автоматизации, сборка телекоммуникационных шкафов

**220125 Минск, пр-т Независимости, 183 • Тел. (017) 289-6333 • Факс (017) 289-6169 • E-mail: info@elticon.ru • Web: www.elticon.ru**

УНП 191092652