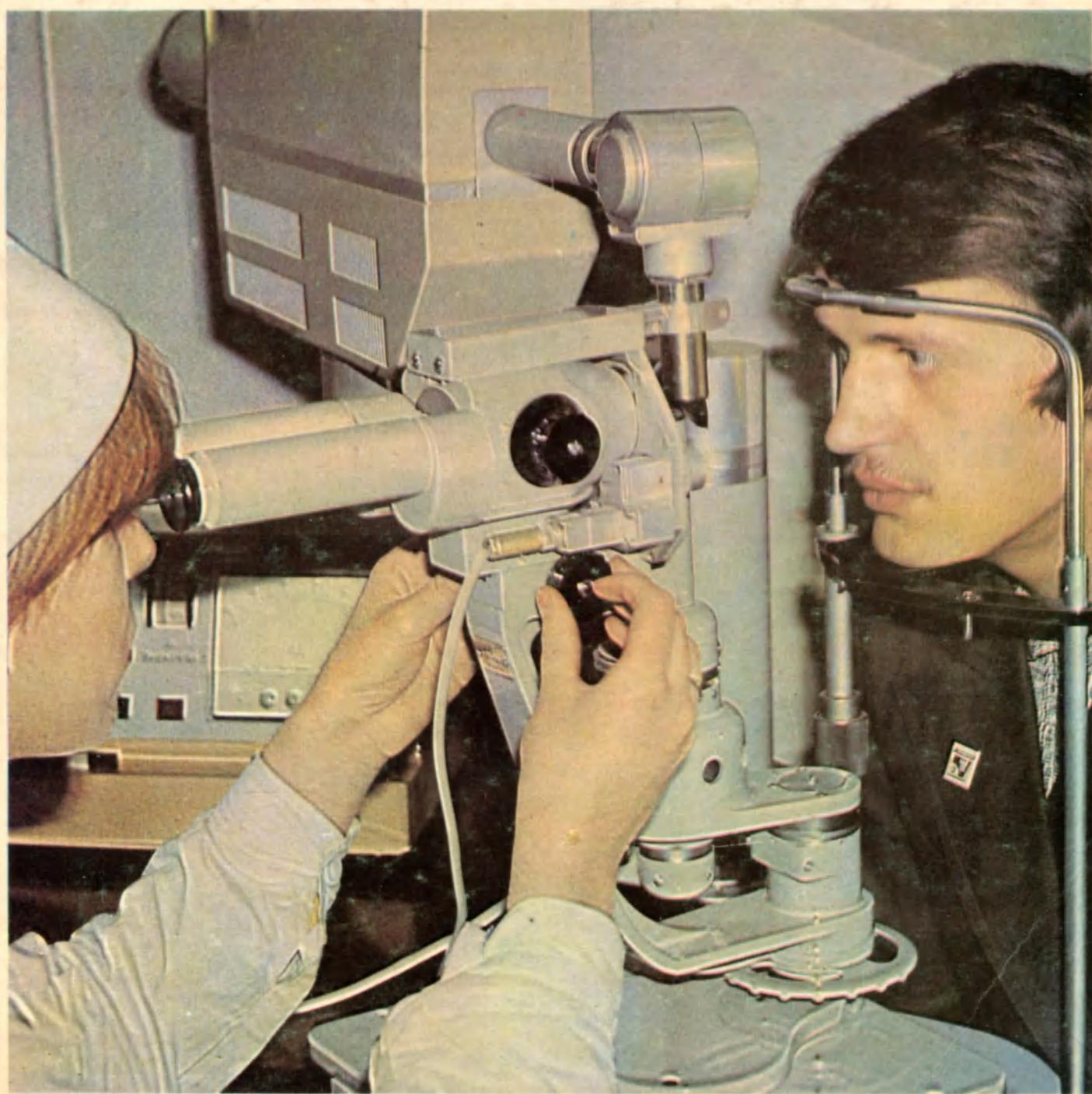




ЭЛЕКТРОННАЯ

8·9
1979

ПРОМЫШЛЕННОСТЬ



1979

МИНИСТЕРСТВО ЭЛЕКТРОННОЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ СССР • НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ СБОРНИК

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

А. А. Чернышев
(главный редактор)

В. А. Афанасьев
Ф. И. Бусол
А. А. Васенков
И. Н. Воженин
Е. А. Гайлиш
Г. Я. Гуськов
Н. Д. Девятков
В. И. Иванов
А. Ф. Казаков
А. А. Константинов
Ю. Г. Кувшинников
Э. А. Лукин
А. А. Маклаков
В. И. Машкин
Ю. Б. Митюшин
Ю. П. Поцелуев
В. М. Пролейко (зам.
главного редактора)

Ю. А. Райнов
А. И. Савин
А. А. Сорокин
В. Д. Степанов
Ю. Б. Степанов
В. Н. Сретенский
П. М. Стуколов (зам.
главного редактора)

Г. Г. Татаровская
(ответственный секретарь)

И. Ф. Фадеев
Я. А. Федотов
О. В. Филатов
С. К. Цаллагов

- Достижения электроники позволили значительно расширить возможности медицины в области диагностики, консервативной терапии и радикальной хирургии при различных заболеваниях организма человека.

- Представленные в настоящем выпуске сборника тепловизионные, ультразвуковые, механотронные приборы, радиотелеметрическая, телеэндоскопическая и стереорентгенограмметрическая аппаратура — лишь неполный перечень устройств, созданных на базе изделий электронной техники, обеспечивающих точную и экспрессную диагностику.

- Все шире для терапевтических целей используются лазерные установки, аппаратура сверхвысоких и ультразвуковых частот. Эффективность их применения в онкологии, травматологии, дерматологии, стоматологии не подлежит сомнению.

- Криоэлектроника дала в руки хирургов набор разнообразных инструментов для проведения операций в области урологии, оториноларингологии, общей онкологии, проктологии, гинекологии и стоматологии. Лазерные хирургические установки и высокочастотные коагуляторы обеспечивают минимальную потерю крови и высокую асептику при операциях на различных органах.

- Благодаря электронике люди с серьезными дефектами слуха и зрения получили возможность общаться и читать, а инвалиды, пользующиеся протезами, полноценно трудиться.

- Активное использование достижений электроники медицинской наукой и практикой служит залогом новых успехов в деле охраны здоровья человека.



АЛЕКСАНДР ИВАНОВИЧ ШОКИН

(к семидесятилетию)

28 октября 1979 года министру электронной промышленности Александру Ивановичу Шокину исполняется 70 лет. Его биография характерна для советского руководителя, партийного и государственного деятеля, рожденного Октябрьской революцией и воспитанного Коммунистической партией Советского Союза.

Александр Иванович Шокин родился в семье рабочего. Свою трудовую жизнь начал в 1926 году слесарем авторемонтных мастерских. После окончания МВТУ им. Баумана в 1934 году работал мастером, конструктором, начальником монтажного, ремонтного, механического и сборочного цехов, начальником проектно-конструкторского бюро машиностроительного завода. В 1936 году А.И. Шокин вступил в члены КПСС.

В 1938 году А.И.Шокин назначается главным инженером Главного управления Наркомата судостроительной промышленности, а в 1946 году — заместителем председателя Комитета при Совете Министров СССР. С 1949 по 1961 год работает заместителем министра промышленности средств связи, первым заместителем министра радиотехнической промышленности, затем первым заместителем председателя Госкомитета Совета Министров СССР по радиоэлектронике. С 1961 года А.И.Шокин — председатель Госкомитета по электронной технике СССР, с 1965 года — министр электронной промышленности.

На посту министра особенно ярко проявился его талант как государственного деятеля, обладающего широкими инженерными знаниями и организаторскими способностями.

Много сил и энергии вложено им в дело выполнения постановлений ЦК КПСС по развитию электроники в СССР, в том числе электровакуумной промышленности, микроэлектроники, электронного машиностроения, материаловедения, в создание Научного центра.

Широкая эрудиция, глубокие знания умение ориентироваться в новых областях развития электроники с учетом результатов фундаментальных работ АН СССР дают ему возможность своевременно определять направления научно-исследовательских и опытно-конструкторских работ, конечной целью которых является удовлетворение потребности народного хозяйства.

Развиваясь быстрыми темпами, электронная промышленность, возглавляемая А.И.Шокиным, базируется на новейших успехах науки и техники, самых последних достижениях в области технологии и организации производства. А.И.Шокин является автором и инициатором развития многих новых направлений электронной техники и технологии. В частности, по его инициативе и при его непосредственном участии разработаны принципы и технологические процессы вакуумной гигиены производства, осуществлены разработка и внедрение типовых технологических процессов производства электровакуумных приборов.

Под его руководством созданы и внедрены методы групповой технологии производства полупроводниковых приборов и интегральных схем, в частности планарная технология, фотолитография, ионная имплантация, радиационная обработка, электронно-лучевая и лазерная технология, а также такие высокоэффективные методы, как автоматизированные системы управления, машинное проектирование, стандартизация, повышение качества и надежности, оптимизация применения электронных приборов всех классов.

Весьма эффективными для народного хозяйства страны явились работы, проводимые министерством под руководством А.И.Шокина по широкому внедрению новейших достижений электронной техники в специальную аппаратуру всех типов: в вычислительную технику и системы управления, в связную, телеметрическую, контрольно-измерительную, медицинскую, а также аппаратуру широкого потребления.

В настоящее время А.И.Шокин много работает по улучшению планирования и усилению воздействия хозяйственного механизма на повышение эффективности производства и качества труда.

Александр Иванович Шокин принимает активное участие в общественно-политической жизни страны. Он избирался делегатом XXII—XXV съездов КПСС, на XXII съезде был избран кандидатом в члены ЦК КПСС, а на XXIII—XXV съездах — членом ЦК КПСС. С 1962 года А.И.Шокин — депутат Верховного Совета СССР.

Трудовая, партийная и общественная деятельность А.И.Шокина высоко оценена партией и правительством. Он дважды удостоен звания Героя Социалистического Труда, награжден семью орденами Ленина, орденом Трудового Красного Знамени, двумя орденами Красной Звезды и медалями. Александр Иванович Шокин — дважды лауреат Государственной премии СССР.

Кипучая организаторская деятельность, высокая требовательность к себе и подчиненным характеризуют А.И.Шокина как коммуниста, государственного деятеля, хозяйственного руководителя. Неуклонное и творческое выполнение им заданий партии и правительства служит примером высокопартийного отношения к делу.

Работники электронной промышленности горячо и сердечно поздравляют Александра Ивановича с 70-летием, желают ему здоровья и новых успехов в работе.

ЭЛЕКТРОННАЯ ПРОМЫШЛЕННОСТЬ

1979 8-9
ГОД ИЗДАНИЯ ДЕСЯТЫЙ • ВЫПУСК (80-81)

OldPC.ru

музей компьютеров

СОДЕРЖАНИЕ

3 Пролейко В.М. Актуальные проблемы медицинской электроники

СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ

- 5 Грачев Б.В., Конопкин В.Ф., Кулиев Ю.Н. Унифицированный ряд пьезодатчиков и устройств для медицинской диагностики
- 7 Геншафт Ю.Е., Грачев Б.В., Давыдов В.А., Конопкин В.Ф., Кузьмин Ю.П., Рябоконт А.В. Индикатор потока крови ИПК-1
- 9 Берлянд О.В., Грачев Б.В., Дмитриев В.Н., Конопкин В.Ф., Хухлаев К.К. Акустический визуализатор для травматологии
- 10 Калужный В.Н. Фазочастотный анализатор электроэнцефалограмм
- 13 Грачев Б.В., Данов Г.А., Колосов Б.Г., Конопкин В.Ф. Малогабаритный измеритель артериального давления
- 14 Демин В.А., Черный А.Н., Черникова А.И., Виноградов С.П. Стереорентгенограмметрическая аппаратура
- 16 Добренков В.Н., Иофин Н.С., Сорокин Ю.К., Четваев Г.Т. Трехканальная система передачи электрокардиограмм по телефону
- 19 Иофин Н.С., Четваев Г.Т. Трехканальный датчик электрокардиограмм
- 20 Добренков В.Н., Рыжов В.А., Четваев Г.Т. Трехканальный осциллографический индикатор с блоками электронной памяти
- 21 Тихонов В.П., Бакман А.Н. Радиотелеметрическая аппаратура дистанционного контроля сердечной деятельности
- 24 Брикач Г.Е., Ключин Б.А., Савин А.И., Хитровский Е.И. Автоматизированная система анализа электрофторических спектров
- 28 Барановский В.И., Берлин Г.С., Колосова Н.А., Шорр В.А. Механотроны для медицинских и биологических приборов
- 34 Матвеев Г.П., Папаев В.А., Федорищева Л.Е., Шубочкин Л.П. Портативный прибор для определения функционального состояния сетчатки и зрительного нерва
- 35 Куртев Н.Д., Анциферов С.С., Смирнов А.В. Тепловизор АТП-13
- 37 Воронков И.Ф., Петров В.К. Установка для оценки молекулярных механизмов ферментативных реакций и лекарственной рецепции
- 39 Журавлев В.А., Моисеенко А.Н. Доплеровский ультразвуковой сигнализатор скорости кровотока
- 41 Алекса А.Г., Горошко В.Н., Зимин В.Н., Мазур М.Г., Свидзинская Т.А. Миниатюрный первичный преобразователь давления для исследований верхнего отдела желудочно-кишечного тракта
- 43 Дворянская Э.И., Миллер А.И. Малогабаритные рН-метры с автономным питанием для желудочной диагностики
- 44 Алекса А.Г., Брызгов В.И., Годовицын Е.В., Дешевая Т.В., Цурканов Л.Ф., Корнеев В.Н., Смирнов П.Т. Миниатюрный стеклянный электрод для рН-метрии
- 45 Агейчев В.А., Бабкова И.В., Гринберг А.А., Панцырев Ю.М., Столярова Л.Ф., Чернякевич С.А. Внутриполостная рН-метрия в клинической практике
- 50 Гольц М.В., Девятков Н.Д., Меженков Э.П. Использование тепловизора для ранней диагностики заболеваний молочной железы
- 51 Демин В.А., Черный А.Н., Черникова А.И. Использование системы цветового преобразования черно-белого рентгеновского изображения во врачебно-трудовой экспертизе
- 52 Виневич С.В., Патрушева Л.Н., Рабодзей Н.В., Соколова М.Г. Электронно-лучевой анализатор мгновенных значений электрических сигналов ЛФ-11
- 54 Андреев А.Г., Колтун В.М., Надежин В.С., Трусов Ю.С. Повышение надежности обнаружения зубца R электрокардиосигналов

ПРИБОРЫ И УСТАНОВКИ ДЛЯ ТЕРАПИИ

- 55 *Ваксман Г.Н., Заусеев В.И., Кац А.Г., Кузнецов Л.М., Макеева Н.С., Ромачева И.Ф., Сидорова Т.А.* Лазерная установка для лечения воспалительных заболеваний челюстно-лицевой области
- 56 *Александров М.Т., Байкова Р.А., Жирухин А.В., Зайцев В.П., Лебедева Л.М., Прохончук А.А., Седов Г.С., Степанов В.А.* Применение гелий-неонового лазера в стоматологии
- 59 *Грачев Б.В., Даниленко Н.Ф., Коленченко В.Н., Конопкин В.Ф., Пономарев Ю.А.* Пьезокерамические элементы и пьезопреобразователи для ультразвуковой терапии
- 60 *Высоцкий В.З., Медяков П.Г., Суриков И.В., Щмерельсон М.Б.* Переносной ультразвуковой ингалятор
- 62 *Верхов Г.И., Костюк С.В., Кустарев Б.Г., Маркин В.И., Мироньчев Ю.П., Приезжев Г.М., Усанов С.С., Цибуляк В.Н.* Прибор для электроакупунктуры "Элита-5"
- 63 *Зубков П.И., Михайлов А.П., Осипов В.А., Россиянский Л.С., Шурин С.П.* "Элитерис-5у" – прибор для рефлексотерапии
- 65 *Пармененков Д.Л.* Аппаратура для контроля и коррекции биофизических параметров при болевом синдроме
- 67 *Беляев Р.П., Козлов Б.Л., Мишкоб В.Л.* Аппарат электролазерной пунктуры
- 69 *Гордеева Т.Н., Евтифеева Е.С., Петелин Л.С., Попова Т.Н.* Устройство для лазерорефлексотерапии
- 71 *Кобрянский В.Л., Миклашевич В.В., Мостицкий А.В., Побирчий А.А., Худзинский В.М.* Криомедицинская установка на основе дроссельной системы охлаждения замкнутого цикла
- 72 *Выжелевский В.П., Папаев В.А., Пузанов Б.М., Тархов Г.Н.* Установка на основе маломощных ОКГ для лечения трофических язв, долго не заживающих ран и костных переломов
- 74 *Шехтер А.Б., Щур В.В.* Влияние излучения гелий-неонового и азотного ОКГ на заживление кожных ран
- 75 *Александровская Т.Н., Макеева Н.С., Шапиро А.М., Щур В.В.* Биологическое действие излучения азотного ОКГ на живой организм
- 77 *Боярских Г.В., Зубкова С.М.* Механизм биологического эффекта лазерного излучения
- 78 *Зубков П.И., Осипов В.А., Россиянский Л.С., Шурин С.П.* Информационно-измерительный комплекс "Элитерис-ИИК"
- 80 *Беляев В.П., Лагузов В.П., Григорьев Б.В., Карпечки В.В., Плетнев С.Д., Фелянин Ю.А.* Лазерная медицинская установка ЛГМ-2
- 82 *Васильева Н.Н., Гельвич Э.А., Голант М.В., Девятков Н.Д., Иванов В.В., Кубаткина Е.И., Португалова В.В., Реброва Т.Б., Севастьянова Л.А.* Воздействие СВЧ колебаний совместно с рентгеновским излучением или химиопрепаратами на нормальные и опухолевые процессы
- 84 *Гельвич Э.А., Давыдова И.Б., Девятков Н.Д., Кириллов В.В., Мазохин В.Н., Синяговский В.И., Чиликин П.И.* Аппаратура для СВЧ гипертермии

АППАРАТУРА ДЛЯ ХИРУРГИИ

- 89 *Дубровин О.А., Курбацкий П.П., Муськин Ю.Н.* Микрокриогенное оборудование в медицине

- 91 *Буценко В.В., Жарков Я.В., Муськин Ю.Н., Сапсай Ю.М., Смехнов А.А.* Установка для исследования влияния низких температур на свойства биологических объектов
- 92 *Варич Н.И., Войтенко Г.И., Мельник А.С., Яценко В.П.* Термоэлектрический аппарат для локальной гипотермии конечностей
- 95 *Дизна С.Н., Коротков Ю.Н., Неумывакин И.П., Усанов С.С.* Прибор для электронеуролепсии и аналгезии "Электроника ПЭЛАНА-01"
- 96 *Брехов Е.И., Лукин Э.А., Малышев Б.Н., Салюк В.А., Скобелкин О.К., Стельмах М.Ф., Фундатор Ю.В.* Лазерная хирургическая установка "Скальпель-1"
- 100 *Алякишев С.А., Косарев И.И., Скобелкин О.К., Теселкин В.В.* Лазерная эндоскопическая медицинская установка
- 102 *Косарев И.И., Сливин С.И., Степанов В.А., Швальб П.Г.* Применение низкоинтенсивного красного лазерного излучения в хирургии
- 103 *Акопян В.С., Большунов А.А., Лукин Э.А., Малышев Б.Н., Салюк В.А., Стельмах М.Ф., Фундатор Ю.В.* Лазерная офтальмологическая установка "Ятаган" для микрохирургии
- 106 *Баринов Г.М., Герберг А.Н., Логай И.М., Мухо С.Б.* Постоянные магниты для проведения офтальмологических операций
- 106 *Казарин В.В., Савинов Ю.Г., Славинский З.М., Спириушкин В.А.* Высококачественные коагуляторы
- 109 *Баринов Г.М., Гераськин В.И., Герберг А.Н., Васильев Г.С., Мухо С.Б., Рабинович Я.Д., Рудаков С.С., Фролов О.К.* Магнитное устройство для исправления воронкообразной деформации грудной клетки

ПРИБОРЫ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НОРМАЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ

- 111 *Лаупмаа Ф.Ф.Р., Рютель А.Р., Тийкмаа Р.В.* Миниатюрный слуховой аппарат
- 112 *Резник М.И., Романюк Ю.В., Рындин В.И.* Радиозлектронные приборы компенсации слабослышания
- 114 *Иткин Г.П., Кононов Ю.С., Конопкин В.Ф., Лебедева Н.В., Пономарев Ю.А.* Пьезопреобразователи для искусственного сердца
- 115 *Афанасьев Ю.П., Забелин Л.П., Павлов А.Е., Петухов А.И., Элштейн С.Л., Портативный электромиостимулятор для тренировки мышц*

СООБЩЕНИЯ

- 49 *Кучерявенкова И.Л., Маханек Б.Е., Шендюк А.Д.* Контрольный излучатель инфракрасного излучения на температурный диапазон 20–50⁰С
- 58 *Алякишев С.А., Гамалея Н.Ф., Косарев И.И., Теселкин В.В.* Физиотерапевтическая лазерная установка
- 64 *Дуняев А.С., Макеева Н.С., Маханек Б.Е., Палков В.М., Шендюк А.Д.* Установка для лазеропунктуры
- 70 *Горбатенко Б.Б., Папаев В.А., Сапрыкин П.И., Тархов Г.Н., Шубочкин А.П.* Лазерная терапевтическая установка для воздействия на биологически активные точки
- 76 *Выжелевский В.П., Папаев В.А., Пузанов Б.Н., Тархов Г.Н.* Установка на основе ОКГ для теплового разрушения биологических объектов
- 88 *Гагиева С.Г., Джатиева Р.Д.* Компаунды для герметизации изделий медицинской электроники

АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

В. М. Пролейко

Известный тезис о развитии электроники на стыке многих отраслей науки и техники получил в последние годы убедительное подтверждение в разработке и производстве радиоэлектронной аппаратуры для медицинского применения.

В последние годы медицинская техника и электроника все больше сближают свои позиции. С одной стороны, медики оперируют все большими объемами информации, получаемыми от различных датчиков, ведут поиски новых, более эффективных способов воздействия на организм; с другой стороны, электронные приборы в своем развитии охватывают все более широкий диапазон электромагнитных излучений, обеспечивая повышенную чувствительность их приема, высокую скорость обработки информации и емкость ее наполнения. Это предоставляет специалистам в области медицины широкие возможности для получения необходимой информации, эффективного воздействия на организм в целом или отдельные его области.

В электронной промышленности разрабатываются и выпускаются многие типы медицинской аппаратуры. Однако опыт эксплуатации некоторых из них показал необходимость более тесных контактов между их разработчиками и медицинскими работниками.

Совместные работы специалистов электроники и медицины по максимальному и быстрейшему использованию современных достижений электроники окажутся наиболее эффективными в следующих направлениях.

Получение необходимой информации о состоянии организма или отдельных его органов может решаться как с применением датчиков излучений (тепловых, электрических, электромагнитных, акустических и др.), так и при зондировании организма электромагнитным излучением. В настоящее время далеко не полностью использованы возможности тепловизионного контроля температурных аномалий организма, изучения акустических сигналов от динамических органов и сред (в частности, крови), не достаточно эффективно анализируется биоэлектрическая информация. Еще не нашли широкого применения в медицинской радиоэлектронной аппаратуре информационные системы с использованием таких изделий электронной техники, как приборы с зарядовой связью, фотодиоды, фототранзисторы и фоторезисторы, магниторезисторы, акустоэлектронные приборы. Разработка чувствительных датчиков качественного и количественного типа значительно расширяет объем информации о состоянии организма. Положительным примером подобной разработки могут служить серийно выпускаемые в отрасли рН-датчики, создание ионно-селективных и ферментных датчиков.

Получение некоторых видов информации о состоянии организма связано с ее преобразованием, в частности в визуальную форму. Современные электронные преобразователи дают возможность визуализировать результаты зондирования организма электромагнитными излучениями, тепловые, рентгеновские и акустические топограммы. Использование электронной памяти и микропроцессоров позволяет значительно повысить разрешающую способность таких систем и получать объемные изображения объектов наблюдения. В электронной промышленности уже разработано устройство, позволяющее в цветном изображении различить до 70 градаций черно-белой рентгенограммы и в 10 раз увеличить контрастность ее элементов.

Обработка информации составляет важнейшую функцию диагностики (в том числе ранней). Такие достижения электроники, как микропроцессорные наборы, микро- и мини-ЭВМ, электронная и голографическая память делают возможным и доступным накопление и обработку информации больших объемов, полученной от различных систем и датчиков с возможностью изучения динамики изменений

характеристик организма во времени. Разработанные специальные программы для инженерного калькулятора Б-3-21 позволяют сейчас решать около 100 задач клинической кардиологии. На повестке дня разработка специальных карманных систем обработки медицинской информации для различных специалистов.

На базе микропроцессорного набора К-587 создана диагностическая система "Электроника 1100", позволяющая комплексно определять состояние организма, проводить отбор операторов по сложным профессиональным признакам, исследуя три физиологических и пять психологических характеристик. Микропроцессорный набор К-580 используется для систем контроля электрокардиограмм, фонограмм и реоплетизмограмм.

Дальнейшее развитие информационных диагностических систем позволит создать комплексы для контроля деятельности сердца, легких, кровеносной и нервной систем человека, а также осуществлять телеметрический контроль за несколькими больными.

Современные электронные приборы дают возможность разработки сложных многоканальных систем с развитой памятью, позволяющей проводить как накопление информации о состоянии больного во времени, так и ситуационные сопоставления с информацией из банка данных.

Лечебное и профилактическое воздействие с помощью электронных приборов все шире используется в медицинской практике. Как показали работы последних лет, особенно эффективным оказалось использование лазерного излучения в терапевтических, хирургических и других целях. Лазерная терапия в большинстве случаев оказалась более эффективной, а в некоторых случаях единственным средством лечения. При этом были выявлены такие проявления эффекта лазеротерапии, как анальгезирующий и противовоспалительный эффекты, ускорение процессов регенерации тканей, улучшение общего состояния больных, отсутствие побочных явлений и отрицательного воздействия.

В настоящее время промышленность располагает широкой гаммой когерентных излучателей, перекрывающих практически весь диапазон видимого света, и широкополосных некогерентных источников излучения, лечебное воздействие которых на организм должно быть более полно изучено совместно инженерами и медиками.

Значительный интерес представляют результаты исследований по воздействию высокочастотного излучения на организм или отдельные его органы. Установлено, что коротковолновые излучения способствуют ускорению процесса заживления ран и ожогов, а длинноволновые могут успешно применяться при локальном воздействии на опухолевые образования. Продолжая эти работы, необходимо исследовать возможности всего СВЧ диапазона с целью использования его в качестве эффективного лечебного и профилактического факторов.

Требования к медицинской радиоэлектронной аппаратуре являются весьма специфичными, и их определение также требует совместных усилий инженеров и медиков. Медицинская аппаратура должна быть абсолютно безопасной, устойчиво работать в сложных условиях, часто в среде с агрессивными составляющими, быть доступной для применения медицинским персоналом и удобной в эксплуатации.

Все сказанное выше выдвигает в настоящее время необходимость совместной работы специалистов — медиков и разработчиков медицинской радиоэлектронной аппаратуры, которое должно включать выбор тематики, обоснование медико-технических требований, создание методик изучения организма и воздействия на него, разработку аппаратуры, ее испытания и контроль за эксплуатационными характеристиками.

Б. В. Грачев, В. Ф. Конопкин,
Ю. Н. Кулиев

УНИФИЦИРОВАННЫЙ РЯД ПЬЕЗОДАТЧИКОВ И УСТРОЙСТВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Простота, экономичность и высокие технические параметры разработанных пьезодатчиков и пьезоустройств открывают широкие перспективы применения их для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

УДК 615.471.681.586.773

Регистрация физических и физиологических процессов в организме человека делает физиологические исследования более полными, позволяя устанавливать взаимоотношения и закономерные связи между различными явлениями. В числе таких исследований представляет интерес изучение акустических явлений, связанных с жизнедеятельностью организма. Измерения с помощью чувствительных преобразователей тонов и шумов, возникающих в сердце при его сокращении, а также скорости кровотока в сосудах, скорости распространения пульсовой волны, давления и других данных повышают точность диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

Применение информационно-измерительных преобразователей (пьезодатчиков и пьезоустройств) позволяет создать простые и экономичные конструкции медицинских диагностических приборов с высокими техническими параметрами, во многих отношениях более выгодные с точки зрения производства и эксплуатации, чем датчики омического и магнитострикционного типов.

Высокая акустическая чувствительность пьезодатчиков и пьезоустройств позволяет уменьшать число каскадов усилителя, а малая вибрационная чувствительность улучшает отношение сигнала к шуму. Большая величина емкости пьезодатчиков снижает полное электрическое сопротивление тракта, что обеспечивает лучшие частотные характери-

стики при допустимой длине соединительных проводов и малых входных сопротивлениях усилителя. В преобразователях для медицинских целей используются высокоэффективные пьезокерамические материалы ЦТС-19, ЦТСНВ-1, ЦТБС-4 и др. [1].

Ниже рассмотрены новые образцы пьезодатчиков и устройств для таких медицинских диагностических систем, как "Монитор ДТС4Т-01", ППВ-01, "Игрушка-МТ" и др.

Пьезоэлектрический датчик тонов Короткова ДТК-1М (рис. 1) предназначен для работы в приборах автоматического и полуавтоматического измерения артериального давления крови. Пьезокерамический преобразователь датчика, выполненный из двух дисковых пьезоэлементов размером $\phi 30 \times 0,6$ мм, закрепляется в корпусе при помощи изолированного кольца металлической крышечкой. Пьезодатчик ДТК-1М имеет встроенный эмиттерный повторитель на полевом транзисторе КП201Е (рис. 2). Электрический сигнал с датчика подается в измерительную схему приборов ППВ-01 и "Игрушка-МТ" для анализа.

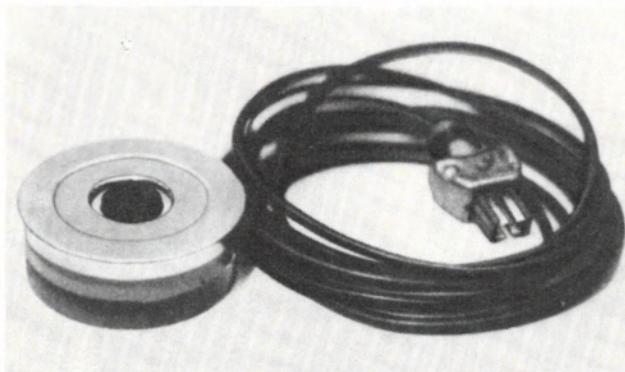


Рис. 1. Датчик тонов Короткова ДТК-1М

Техническая характеристика

Чувствительность, $\frac{\text{мкВ}}{\text{Н/м}^2}$	800
Рабочий диапазон частот, Гц	5–200
Масса, г	30

Отличительной особенностью пьезодатчика является наличие пелота и воздушной камеры между крышечкой и преобразователем. Оптимальные соотношения геометрических размеров преобразователя и отверстия в крышке определены экспериментальным путем и, как показали клинические исследова-

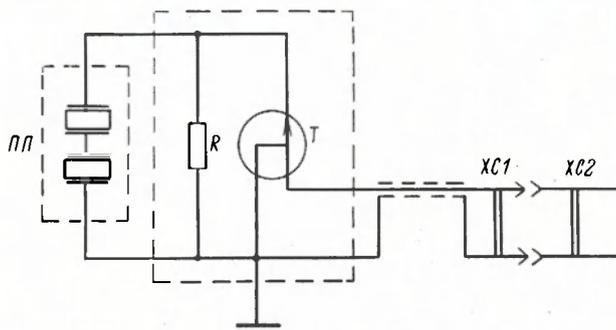


Рис. 2. Принципиальная схема пьезодатчика с эмиттерным повторителем: ПП — пьезопреобразователь; R — резистор; Т — транзистор КП201Е; XC1 и XC2 — разъем

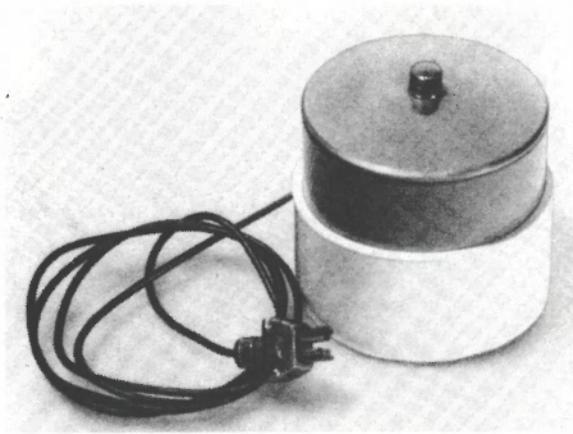


Рис. 3. Датчик тонов сердца ДТС-1М

Техническая характеристика

Чувствительность, $\frac{\text{мкВ}}{\text{г/м}^2}$	200
Рабочий диапазон частот, Гц	25—1000
Масса, г	500



Рис. 4. Датчик пульса ДПК-1М

Техническая характеристика

Чувствительность, $\frac{\text{мкВ}}{\text{Н/м}^2}$	150
Рабочий диапазон частот, Гц	5—100
Масса, г	20

ния, повышают точность измерения артериального давления крови.

Пьезодатчик характеризуется максимальной надежностью в эксплуатации.

Пьезокерамический датчик тонов сердца ДТС-1М (рис.3) предназначен для прослушивания (измерения) тонов сердца и является важным элементом фонокардиографической аппаратуры. Он содержит два квадратных чувствительных пьезоэлемента размером 25x25x0,25 мм, склеенных друг с другом однополярными электродами. Такой биморфный пьезопреобразователь закрепляется внутри корпуса датчика за два его угла по одной диагонали.

Акустические шумы, вызываемые сокращением сердечной мышцы, через пелот, толкатель и коромысло, жестко связанное с двумя углами по другой диагонали пьезопреобразователя, вызывают деформацию последнего и за счет пьезоэффекта преобразуются в электрический сигнал. Электрический сигнал через встроенный в датчик эмиттерный повторитель подается в измерительную диагностическую аппаратуру для анализа.

Большая масса датчика и развязка пьезопреобразователя с корпусом обеспечивают при медицинских исследованиях пациентов неподвижность корпуса относительно пьезопреобразователя, что повышает чувствительность прибора в целом.

Пьезокерамический датчик пульса ДПК-1М (рис.4) применяется для измерения числа пульсовых ударов пациента и входит в состав диагностической системы наблюдения за деятельностью сердечно-сосудистой системы больного.

Пьезокерамический преобразователь, состоящий из двух пластинчатых пьезоэлементов размером 15x3x0,25 мм, жестко крепится по торцам в корпусе датчика. Пульсовые колебания стенок сосудов непосредственно передаются на пьезопреобразователь и преобразуются в электрические сигналы, которые через эмиттерный повторитель, встроенный в датчик, поступают в сфигмограф для анализа.

Пьезодатчик ДПК-1М характеризуется высокой надежностью, повышенной чувствительностью, имеет компактную конструкцию, малую массу и габариты.

Пьезокерамические датчики кровотока ДПК-10 (рис.5) и *ДПК-15* предназначены для измерения относительной скорости потока крови в средних и мелких, неглубоко расположенных сосудах (артериях и венах). Основное назначение — исследование состояния периферических сосудов лица, шеи, рук, ног (определение сужения стенок, наличия тромбов и т.п.) без нарушения кожного покрова. Эти датчики могут использоваться в мониторинговых системах для длительного наблюдения за кровотоком в исследуемых сосудах, обнаружения пузырьков воздуха в крови в аппаратах искусственного кровообращения и для ряда других целей.

В конструкцию пьезокерамических датчиков

входит приемоизлучающее устройство [2], состоящее из двух взаимозаменяемых преобразователей, в которых в качестве чувствительных элементов применяются два пьезоэлемента размером 2х5х0,25 мм.

Принцип работы датчиков основан на преобразовании электромагнитных колебаний в механические ультразвуковые на резонансной частоте. При этом один пьезоэлемент передает ультразвуковые волны, другой их принимает. Каждый из пьезоэлементов может выполнять любую из этих функций. Передающая пластина возбуждается от высокочастотного генератора, приемная — в результате прямого пьезоэффекта преобразует отраженный от мышцы и клапанов сердца акустический сигнал в электрический. На вход резонансного усилителя поступает модулированное напряжение, обусловленное биениями зондирующего и отраженного сигналов. Частота модуляции, равная разности частот генератора отраженного сигнала, является доплеровской частотой, так как при движении крови по сосудам артерий и вен изменяется частота колебаний или длина волны, воспринимаемая прибором. После усиления сигнал поступает в измерительную схему прибора ИПК-1 для регистрации и анализа.

Пьезодатчики ДПК-10 и ДПК-15 надежно работают в интервале температур 10–35 °С и при относительной влажности до 80% (при 20 °С); наименьшая предельная температура составляет – 40 °С, наибольшая +60 °С.

Рассмотренные пьезодатчики и устройства по своим параметрам находятся на уровне лучших зарубежных образцов фирм Sanio (Япония), Hellige (ФРГ), Alvar (Франция) и Parks Electronics Lab. (США). Их внедрение в медицинскую практику будет способствовать повышению эффективности регистрации процессов в сердечно-сосудистой системе и диагностирования патологических изменений в ней.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кулиев Ю.Н., Зацаринный В.П., Конопкин В.Ф. и др. Пьезоприемники давления. Изд-во Ростовск. ун-та, 1976.
2. Кардаш Г.С., Нехорошев Ю.Г., Савинов Ю.Г. Комплект ультразвуковой аппаратуры для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. — "Электронная пром-сть", 1976, № 4.

Статья поступила 5 мая 1978 г.

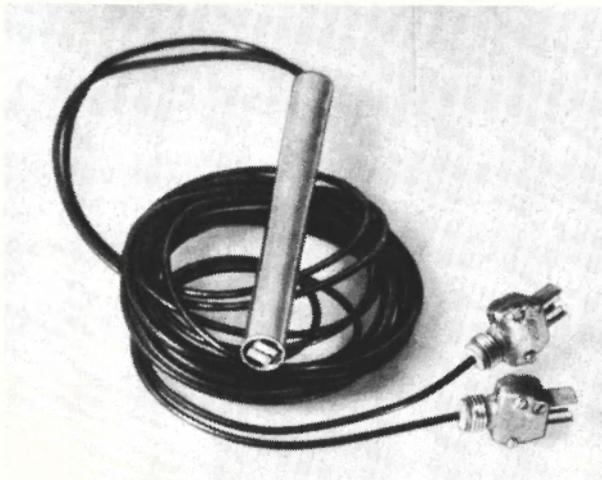


Рис. 5. Датчик кровотока ДПК-10

Технические характеристики датчиков ДПК-10 и ДПК-15

Резонансная частота каждого элемента, МГц	9,1–9,7
Резонансный промежуток каждого пьезоэлемента, МГц	0,5–0,8
Емкость каждого пьезоэлемента с микрофонным шнуром, пФ	1000±50
Угол пересечения осей диаграмм направленностей, град	
ДПК-10	10
ДПК-15	15
Габариты, мм	
диаметр	9,5
длина	100

Ю. Е. Геншафт, Б. В. Грачев,
В. А. Давыдов, В. Ф. Конопкин,
Ю. П. Кузьмин, А. В. Рябоконт

ИНДИКАТОР ПОТОКА КРОВИ ИПК-1

Компактный ультразвуковой доплеровский индикатор потока крови позволяет измерять скорость кровотока локально через кожу, обеспечивая безболезненность и безвредность исследования. Прибор характеризуется высокой надежностью, простотой и удобством в эксплуатации.

УДК 615.471:616–073.176.7:616.1

Для исследования периферических сосудов лица, шеи, рук и ног с целью определения сужения стенок, наличия тромбов и других патологических изменений без хирургического вмешательства [1, 2] разработан ультразвуковой портативный прибор ИПК-1 (рис. 1), с помощью которого проводится относительная оценка потока крови по измерительному прибору или по звуковой индикации.

Работа прибора основана на использовании эффекта Доплера: при изменении расстояния между передатчиком и приемником, которое происходит в результате отражений от неоднородностей сосудов, по которым движется кровь, изменяется частота принимаемых колебаний, что и фиксируется прибором.

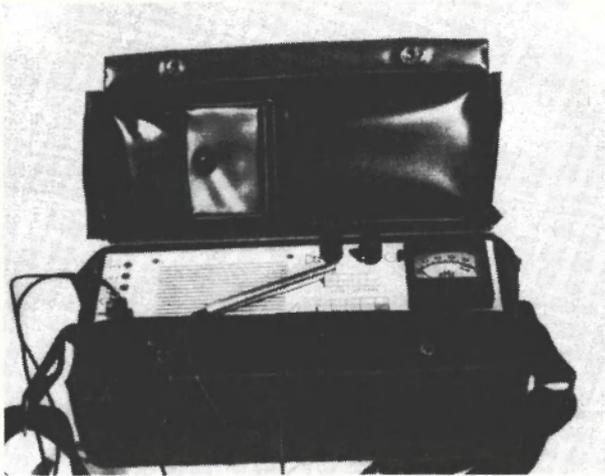


Рис. 1. Индикатор потока крови ИПК-1

Техническая характеристика

Рабочая частота индикатора, МГц	9,6 ± 0,1
Диапазон индикации доплеровских частот, кГц	0—10
Электроакустический коэффициент преобразования	≥ 0,7
Интенсивность излучения, Вт/см ²	≤ 0,15
Чувствительность приемной части индикатора при номинальной выходной мощности 0,1 Вт, мкВ	200
Приведенная погрешность измерения доплеровских частот, %	< 10
Напряжение питания, В	12
Потребляемая мощность, мВт	< 500
Габариты, мм:	
длина	290
ширина	80
высота	132
Масса, кг	2,5

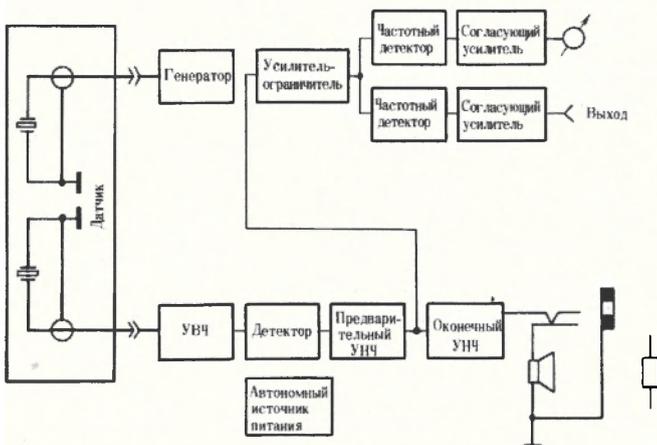


Рис. 2. Функциональная схема индикатора потока крови

Электрические колебания, вырабатываемые генератором, преобразуются в акустические с помощью передающего пьезоэлемента датчика, а отраженные акустические колебания преобразуются в электрические приемным пьезоэлементом и усиливаются УВЧ для нормальной работы детектора (рис. 2). В детекторе происходит выделение разности частот, определяющей скорость кровотока, которая затем усиливается и поступает на частотомер и на усилитель громкоговорителя для звукового контроля шума кровотока. Прибор имеет выход для записи кривой скорости кровотока на внешнем регистрирующем устройстве.

Применяемые в ИПК-1 пьезодатчики типа ДПК-10 и ДПК-15 содержат по два пьезоэлемента из пьезокерамического материала ЦТСНВ-1, один из которых работает в режиме излучения, другой — в режиме приема. Пьезоэлементы располагаются в датчике таким образом, что оси диаграмм направленностей пересекаются под углами 10° для ДПК-10 и 15° для ДПК-15. Такое расположение пьезоэлементов гарантируется конструкцией колодки, на которую наклеиваются пьезоэлементы. Пьезоэлементы в пьезодатчике заливаются компаундом, хорошо передающим УЗ колебания. Резонансная частота каждого пьезоэлемента составляет $9,3 \pm 0,3$ МГц, емкость — $1000 \text{ пФ} \pm 15\%$.

Клинические испытания индикатора потока крови ИПК-1, проведенные в Институте сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева, Институте хирургии им. А.В. Вишневского, ВНИИКиЭХ и во 2-м Московском медицинском институте им. Пирогова (исследовались 50 здоровых и 100 больных с тромбоблитерирующими процессами в магистральных стволах), показали его пригодность для использования в медицинской практике в целях выявления заболеваний магистральных артерий и вен.

ЛИТЕРАТУРА

1. Контарович Э.Г. К вопросу о возможности бесконтактного измерения скорости крови в магистральных сосудах ультразвуковым методом. — "Вопросы радиоэлектроники", 1972, вып.10.
2. Кардаш Г.С., Нехорошев Ю.Г., Савинов Ю.Г., Славинский З.М. Комплект ультразвуковой аппаратуры для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. — "Электронная пром-сть", 1976, вып. 4.

Статья поступила 14 декабря 1978 г.

О. В. Берлянд, Б. В. Грачев,
В. Н. Дмитриев, В. Ф. Конопкин,
К. К. Хухлаев

АКУСТИЧЕСКИЙ ВИЗУАЛИЗАТОР ДЛЯ ТРАВМАТОЛОГИИ

Методы акустической диагностики оказываются более эффективными и безвредными по сравнению с рентгеновскими при получении информации о внутренней структуре биологических сред, особенно в случае сильно неоднородных и глубоко локализованных тканей и органов.

УДК 615.471:616-07

Использование безвредных УЗ методов исследований, которые позволяют получать в реальном масштабе времени изображения, не уступающие по качеству рентгеновскому, значительно расширило возможности диагностики в самых различных областях медицины.

Существует большое количество методов визуализации УЗ полей, различающихся по виду обработки и преобразования сигналов, а также по способам их индикации [1, 2].

В акустическом визуализаторе для травматологии, структурная схема которого представлена на рис. 1, вырабатываемые генератором УЗ импульсы подаются на пьезокерамическую приемопередающую антенну, с которой затем передаются на исследуемый биологический объект. Отраженные от объекта сигналы регистрируются приемной частью антенны и поступают в канал обработки.

Обработка отраженных сигналов производится с помощью ЭВМ. При этом предусматривается вывод на телевизионный индикатор изображения произвольного сечения, а также синтезированных разноразмерных сечений, что обеспечивает возможность апостериорной обработки информации без участия

пациента. Использование оптического синтеза дает возможность получить в пределах зарегистрированного объема трехмерные изображения из набора двухмерных кадров.

Обработка сигналов осуществляется в цифровом виде, что позволяет использовать в конструкции прибора элементы с высокой степенью интеграции, обеспечивая его малые габариты и массу, а также высокую надежность работы.

Основные технические характеристики УЗ визуализатора

Частота, МГц	1-15
Метод сканирования	электромеханический
Разрешающая способность на частоте 2,5 МГц, мм:	
азимутальная на глубину 300 мм	≤ 3
радиальная	< 2
Глубина зондирования, мм	10-350
Регулировка коэффициента усиления, дБ	80-100
Количество полутонов в изображении	≥ 8
Масштаб индикации	1:1; 1:2
Размеры регистрируемого кадра, мм	100x300
Время регистрации кадра, с	0,5
Число регистрируемых кадров	100

Разрешающая способность прибора выше, чем у существующих аппаратов, что достигнуто использованием пьезоэлектрических элементов и приемопередающих антенн (пьезолинеек или пьезоматриц) с высокой разрешающей способностью, большой чувствительностью и малыми собственными шумами, позволяющими осуществлять неискаженное преобразование малых изменений ультразвукового давления от элемента к элементу пьезолинейки (матрицы) в соответствующие изменения электрических сигналов на ее выходе.

На основе унифицированного ряда ПКЭ на частоты 1,0; 1,76; 2,64; 5,28; 10,0; 13,56 и 15 МГц из пьезоматериала типа ЦТБС-4 изготовлены и испы-

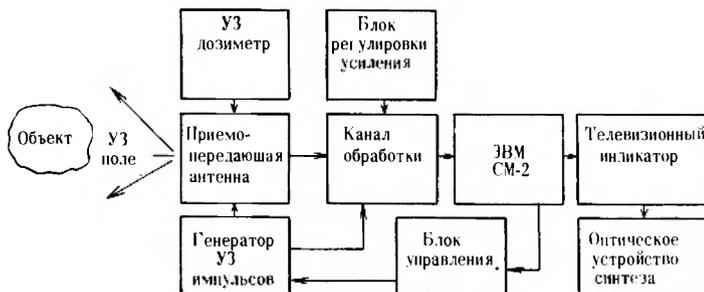


Рис. 1. Структурная схема УЗ визуализатора для травматологии

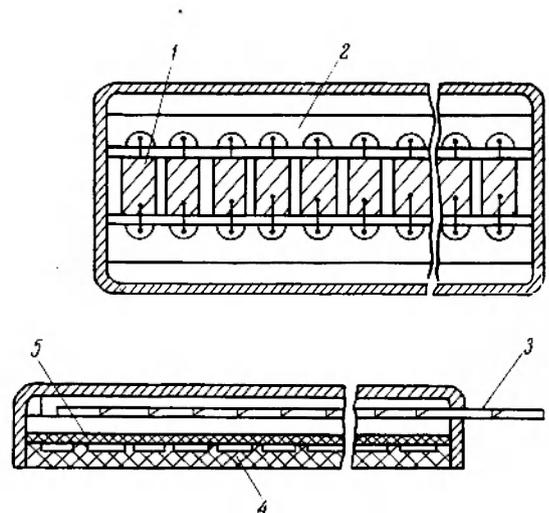


Рис. 2. Конструкция пьезолинейки для УЗ аппарата: 1 - пьезоэлемент; 2 - подложка; 3 - выводы; 4 - монтажная плата; 5 - герметик

таны различные типоконструкции пьезолинеек на частоты 1,76–13,56 МГц. Одна из таких конструкций (рис.2) выполнена из ПКЭ пластинчатого типа размером 2,4x3,2 мм и толщиной 0,22 мм, которые крепятся на специальной плате, устанавливаемой в корпусе и после окончательного монтажа полностью заливаемой герметиком, хорошо передающим УЗ колебания.

Такая пьезолинейка характеризуется следующими основными параметрами:

Чувствительность, $\frac{В}{Н/м^2}$	$\leq 6 \cdot 10^{-5}$
Резонансная частота, МГц	10
Излучаемая мощность, Вт/см ²	$\sim 0,35$
Число ПКЭ в линейке	60–100

Поиски более совершенных преобразователей для систем визуализации привели к идее использования для этих целей многоэлементных пьезоматриц, обеспечивающих более высокие скорости выборки информации. При воздействии на пьезоматрицу рассеянного объектом УЗ поля на ее элементах образуется переменное по времени и изменяющееся от элемента к элементу распределение электрического потенциала, соответствующее распределению амплитуды ультразвукового давления в плоскости пьезоматрицы. Выходной сигнал, коэффициент передачи, чувствительность и частотно-фазовые характеристики пьезоматрицы можно определить на основании данных работы [3].

Одна из типоконструкций пьезоматриц выполнена в виде монолитной пластины из материала ЦТБС-4, на поверхности которой вырезаны продольно-поперечные пазы, образующие решетку элементов с тонким сплошным слоем у их основания. Наличие пазов существенно ослабляет упругую связь между соседними элементами. Толщина и глубина паза варьируется в определенных пределах, обеспечивающих требуемые характеристики пьезоматрицы в целом.

Пьезоматрица имеет следующие параметры:

Чувствительность, $\frac{В}{Н/м^2}$	$\leq 4 \cdot 10^{-5}$
Резонансная частота, МГц	5,28
Излучаемая мощность, Вт/см ²	0,2
Относительная полоса пропускания, %	10
Число ПКЭ в матрице	35–80
Размеры элементов, мм	(2–6) x (4–8)
Масса, г	≤ 250

Следует отметить, что чем меньше размеры ПКЭ в матрице, тем шире диаграмма направленности его ультразвукового излучения. Поэтому для предотвращения размывания изображения необходимо получить не широкий конус излучения, а узкий луч. Это может быть достигнуто благодаря схемному формированию изображения, а также разработке пьезоматриц сферического и кольцевого типов.

Использование акустического визуализатора позволяет не только улучшить качество диагностики, увеличить информативность эхографических картин, но и открывает новые направления в методике диагностики, предоставляя в распоряжение врача-оператора информацию об исследуемом объекте в более доступной, легко интерпретируемой форме. В дальнейшем этот прибор может послужить основой для создания многофункционального УЗ диагностического комплекса, предназначенного для травматологии, онкологии, педиатрии, акушерства и гинекологии и других областей медицины.

ЛИТЕРАТУРА

1. Smith R.R., Brenden B.B. Refinements and variations in liquid surface and scanned ultrasound holography. — "IEEE Trans. Sonics Ultrason", 1969, vol. SU-16.
2. Применение голографии. Под ред. Дж. Гурдмена. Пер. с англ. М., "Мир", 1973.
3. Современное состояние и перспективы развития голографии. Л., "Наука", 1974.

Статья поступила 14 декабря 1978 г.

В. Н. Калужный

ФАЗОЧАСТОТНЫЙ АНАЛИЗАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Фазочастотный анализатор электроэнцефалограмм позволяет определить продолжительность и смену физиологических ритмов головного мозга человека и охарактеризовать изменение частоты в пределах каждого ритма, что невозможно получить с помощью спектрокорреляционных (усредняющих) методов анализа.

УДК 615.471:616-073.097:616.831

Электроэнцефалография — один из наиболее распространенных методов исследования деятельности головного мозга как в норме, так и патологии. Анализ электроэнцефалограмм (ЭЭГ) позволяет выявить нарушения в функционировании головного мозга, определить приемы лечения.

Структура ЭЭГ неустойчива и зависит от множества физиологических факторов, поэтому их анализ проводится с помощью математического аппарата, позволяющего получить важную диагностическую информацию [1]. Однако переходные ха-

рактеристики в ЭЭГ невозможно выявить с помощью традиционных спектрокорреляционных методов анализа. Проследить динамику изменений колебаний в ЭЭГ, охарактеризовать продолжительность и смену физиологических ритмов биотоков мозга во времени позволяет метод фазочастотного анализа. Он дает возможность оценить реакции головного мозга и нервной системы в целом на внешние раздражители, а также определить временные соотношения этих реакций [2].

Фазочастотный анализ основан на представлении случайного процесса $S(t)$ в виде [3]

$$S(t) = A(t) \cdot \sin \phi(t),$$

где $A(t) = \sqrt{\overline{S^2(t)} + \overline{S^2(t)}}$ – огибающая процесса, а $\phi = \arctg \frac{\overline{S(t)}}{S(t)}$ – текущая фаза.

Прямой и сопряженный процессы $S(t)$ и $\overline{S(t)}$ связаны между собой парой интегральных преобразований Гильберта [4], которые нельзя реализовать физически.

Поэтому для определения сопряженного процесса используется формула дискретного преобразования [5]:

$$\overline{S}_m(t) = \frac{2}{\pi} \sum_{l=-n}^{l=(n-1)} \frac{1}{2l+1} S_{(m-2l-1)} \quad (1)$$

где n – число выборок исходного колебания; m – номер вычисляемой выборки сопряженного колебания; l – индекс суммирования.

Необходимую точность преобразования можно получить, увеличивая число выборок n исходного колебания [5].

Осуществить в реальном масштабе времени вычисления по формуле (1) можно аналоговым или цифровым способом. Предпочтение следует отдать цифровому методу, позволяющему выполнять такие необходимые операции, как накопление $2n$

выборки входного процесса, умножение каждой выборки на соответствующий коэффициент на временном интервале между двумя соседними выборками, суммирование, деление и др.

Аналоговый метод пригоден только для узкополосных процессов, где отношение $\frac{\omega_B}{\omega_H}$ равно

или немногим больше единицы (ω_B, ω_H – соответственно верхняя и нижняя частоты процесса). Электроэнцефалограммы относятся к классу широкополосных случайных процессов, т.е. $\frac{\omega_B}{\omega_H} \gg 1$, по-

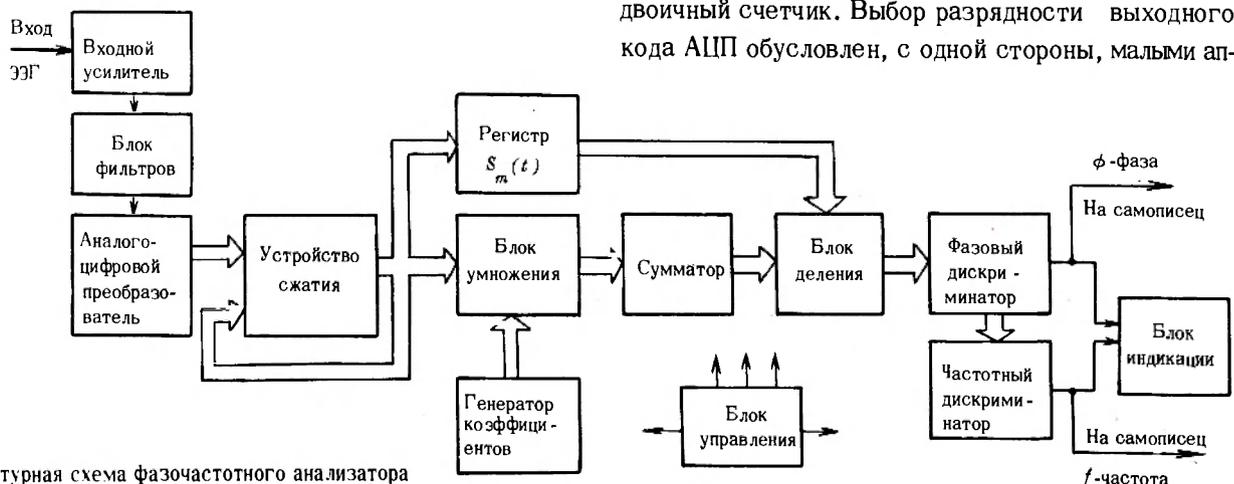
этому аналоговый метод определения сопряженного процесса реализовать трудно.

Осуществить дискретное преобразование Гильберта (1) и определить фазочастотные характеристики электроэнцефалограмм позволяет разработанный фазочастотный анализатор, схема которого показана на рисунке.

Анализируемое колебание ($\Delta f = 0,1 \div 30$ Гц) поступает на входной усилитель и блок фильтров. Диапазоны частот полосового фильтра (0,1–1; 2–4; 4–8; 8–14; 14–20 и 20–30 Гц) соответствуют основным физиологическим ритмам биоэлектрических колебаний головного мозга.

Входной усилитель и блок фильтров выполнены на интегральных схемах с малым входным током, что позволило получить высокое входное сопротивление усилителя и использовать низкие номиналы емкостей в блоке фильтров [6].

Аналого-цифровой преобразователь осуществляет преобразование непрерывного колебания в параллельный 8-разрядный двоичный код и работает с промежуточным преобразованием амплитуды сигнала во временной интервал. Преобразователь включает в себя устройство выборки-хранения, компаратор, инвертор сигнала, генератор линейно изменяющегося напряжения и 8-разрядный двоичный счетчик. Выбор разрядности выходного кода АЦП обусловлен, с одной стороны, малыми ап-



Структурная схема фазочастотного анализатора

паратурными затратами, с другой — приемлемой точностью преобразования аналог-код [7].

Параллельный 8-разрядный двоичный код поступает на устройство сжатия — линию задержки [8], тактируемую импульсами с частотой 250 кГц. Линия задержки позволяет разместить массив в 90 выборок из исходного колебания между двумя соседними выборками. Из этого массива формируется прямое $S_m(t)$ и сопряженное $\bar{S}_m(t)$ значение сигнала, необходимое для осуществления дальнейших операций. Прямое значение $S_m(t)$ берется непосредственно из устройства сжатия и размещается в регистре, причем прямые выборки имеют те же номера, что и вычисляемые выборки сопряженного колебания.

Вычисление сопряженного значения $\bar{S}_m(t)$ происходит в блоке умножения и сумматоре, которые на интервале между двумя соседними выборками из входного колебания реализуют операцию (1), т.е. дискретное преобразование Гильберта широкополосного колебания. Для увеличения быстродействия умножитель и сумматор работают с параллельными кодами.

На умножитель с генератора коэффициентов поступают значения величин, необходимых для вычисления по формуле (1).

Прямые и сопряженные выборки с выхода регистра и сумматора поступают на блок деления и далее на вход фазового дискриминатора, который определяет приращение фазы $\Delta\phi_i = \phi_i - \phi_{i-1}$ между двумя соседними выборками из исходного колебания.

Из фазового дискриминатора сигнал $\Delta\phi_i$ следует на вход частотного дискриминатора, определяющего частоту f .

Как показали исследования частотных зависимостей большого числа электроэнцефалограмм, для достоверного анализа оптимальным шагом дифференцирования следует считать величину

$$\Delta\phi = \sum_{i=0}^{i=k} \Delta\phi_i = 2\pi.$$

При меньшем шаге дифференцирования полоса частот колебания получается неопределенной с физической точки зрения, а при большем шаге происходит слишком грубое усреднение текущей частоты с потерей ценной информации.

Частотный дискриминатор работает следующим образом: определяется время, за которое значение фазы накапливается до величины 2π , т.е. вычисляется период, а затем путем инвертирования

$$f = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{d\phi}{dt}.$$

Результаты анализа (фаза и частота) представляются в аналоговом (непосредственно на самопищ) и цифровом видах. Блок индикации, работающий в динамическом режиме, позволяет отобразить текущие значения фазы и частоты в цифровом виде на вакуумном люминесцентном индикаторе.

Работа всех блоков анализатора синхронизируется сигналами, поступающими из блока управления.

Анализатор выполнен в виде настольного переносного прибора на интегральных микросхемах серий K155, K140, K284, K144, K293, K159.

Анализатор можно использовать не только для определения характеристик биоэлектрических колебаний головного мозга, но и в различных медико-биологических исследованиях. Результаты последовательно-временного фазочастотного анализа могут существенно дополнить информацию, получаемую, в частности, при спектральнокорреляционном анализе. Например, при исследовании биопотенциалов желудка (электрогастрограмм) прибор позволяет определить параметры быстрой и медленной электрической активности, сравнить их во времени. Кроме того, анализатор может найти применение в исследованиях колебательных процессов сложной формы в радио- и электротехнике.

ЛИТЕРАТУРА

1. Сергеев Г.А., Павлова Л.П., Романенко А.Ф. Современные методы исследования электроэнцефалограммы человека. М., "Наука", 1968.
2. Девятков Н.Д., Гриндель О.М., Харченко И.Ф., Болдырева Г.И., Бецкий О.В., Гнездицкий В.В. Исследование неустойчивости временных характеристик электроэнцефалограмм человека методом фазочастотного анализа. — "Вестник Академии медицинских наук (медицина)", 1973, № 5.
3. Левин Б.Р. Теоретические основы статистической радиотехники. Т. 3. М., "Сов. радио", 1969.
4. Титчмарш Е. Введение в теорию интегралов Фурье. М., ГИИ, 1948.
5. Смольянинов В.М. Преобразование Гильберта для дискретного высокочастотного колебания. — "Радиотехника", 1973, № 7.
6. Марше Ж. Операционные усилители и их применение. — М., "Энергия", 1974.
7. Микроэлектронные цифроаналоговые и аналого-цифровые преобразователи информации. Под ред. В.Б. Смоллова. М., "Энергия", 1976.
8. Аллен, Уестерфильд. Цифровые корреляторы со сжатием во времени и согласованные фильтры для активной гидролокации. — "Зарубежная радиоэлектроника", 1964, № 12.

Статья поступила 3 августа 1978 г.

Б. В. Грачев, Г. А. Данов,
Б. Г. Колосов, В. Ф. Конопкин

МАЛОГАБАРИТНЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Измеритель, снабженный высокочувствительным пьезодатчиком и электронной схемой с пьезокерамическим звучащим устройством, позволяет быстро и точно измерять артериальное давление без применения стетоскопа.

УДК 615.471:616-073.178.7:616.1

Портативный прибор в микросхемном исполнении (рис. 1) может быть использован для измерения систолического и диастолического артериального давления крови персоналом, не имеющим специального медицинского образования, и даже самим пациентом. Это обеспечивается применением пьезодатчика тонов Короткова ДТК-1М, вмонтированного в компрессионную манжету.

Техническая характеристика

Чувствительность ДТК-1М, мкВ	800
Предел измерения, мм рт. ст.	20-300
Максимальная погрешность, мм рт. ст.	± 4
Частота звукового сигнала, Гц	1500 ± 100
Длительность звуковой посылки, мс	100 ± 10
Напряжение питания, В	± 9
Потребляемый ток, мА	≤ 25

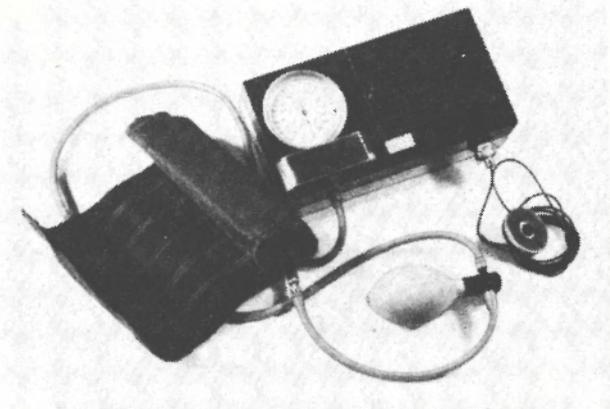


Рис. 1. Измеритель артериального давления

Основными элементами функциональной схемы электронной части измерителя (рис. 2) являются: усилительный каскад $У_1$ с полосовым RC-фильтром

в виде Т-образного моста в цепи обратной связи, усилитель-ограничитель $У_2$, схема звуковой сигнализации Д1-Д4, пьезокерамическое звучащее устройство ПЗУ.

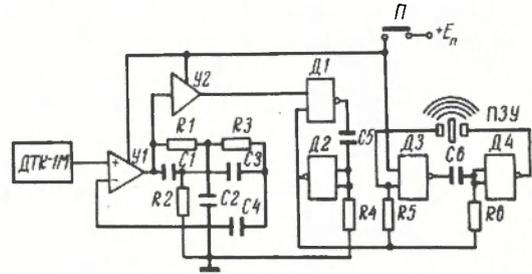


Рис. 2. Функциональная схема электронной части измерителя артериального давления

При поступлении на неинвертирующий вход операционного усилителя $У_1$ сигнала с датчика ДТК-1М на выходе усилителя формируется узкополосный сигнал с частотой 80 Гц и полосой не более 4 Гц. Усилитель-ограничитель выполнен в виде составного транзистора с большим входным и малым выходным сопротивлением. Общий коэффициент усиления тракта в полосе усиливаемых частот составляет ≥ 80 дБ и может быть изменен на ± 10 дБ при подборе необходимой чувствительности для более точных показаний прибора. После усиления и ограничения сигнал поступает на схему формирователя импульса звуковой посылки, выполненного на двух логических элементах 2И-НЕ (Д1, Д2). Длительность импульса звуковой посылки зависит от выбора величин R_4, C_5 и не превышает 200 мс. На двух других логических элементах (Д3, Д4) собран симметричный управляемый мультивибратор, в цепь одной из обратных связей которого включено ПЗУ. При поступлении лог. "0" с выхода формирователя Д2 на управляющий вход мультивибратора последний вырабатывает прямоугольные импульсы, частота которых совпадает с резонансной частотой изгибных колебаний пьезокерамического звучащего устройства. Резонансная частота ПЗУ обычно выбирается равной 1500-2000 Гц, что соответствует наиболее слышимому звуковому диапазону.

Появление звука сигнализирует о фиксации на манометре верхнего значения давления (систолического), при прекращении звука на манометре отмечается нижняя величина артериального давления (диастолического). Такой способ измерения давления позволяет обходиться без стетоскопа и отличается от известных способов простотой, надежностью и повышенной точностью. Компактная конструкция, малая масса и габариты прибора будут способствовать широкому использованию его населением.

Статья поступила 5 мая 1978 г.

В. А. Демин, А. Н. Черный,
А. И. Черникова, С. П. Виноградов

СТЕРЕОРЕНТГЕНО - ГРАММЕТРИЧЕСКАЯ АППАРАТУРА

Стереорентгенограмметрическая аппаратура может использоваться в клинической рентгенологии, врачебно-трудовой экспертизе, хирургии, онкологии, фтизиатрии.

удк 616-073.75

Современное развитие электроники и космонавтики позволило по-новому оценить возможности стереофотограмметрии. Стереофотограмметрический метод анализа пространственных изображений нашел широкое применение в картографии, геодезии и, в частности, при создании рельефной карты Луны.

Попытки использования этого метода в медицине для определения местоположения металлических инородных тел, имевшие место три-пять десятилетий назад, не увенчались успехом, так как конструктивные недостатки приборов для обработки стереопарных рентгеновских снимков, не позволяли получить необходимую точность измерений.

Развитие приборостроения и электронно-вычислительной техники послужило стимулом для реализации метода стереофотограмметрии в медицине и, в частности в рентгенологии, как в нашей стране, так и за рубежом.

При врачебно-трудовой экспертизе лиц с патологическими очагами, а также с последствиями осколочных и пулевых ранений для врача имеет значение не только факт их установления, но и величина, форма, локализация, глубина залегания с учетом взаиморасположения окружающих органов и тканей и их повреждения. Точное выявление и определение местоположения и глубины залегания металлических осколков и пуль в теле человека представляет нередко большие трудности, что затрудняет лечение и экспертную оценку состояния здоровья больных.

Диагностическая ценность стереорентгенограмметрии заключается в возможности получения объемного изображения исследуемого органа, точном определении основных геометрических параметров патологического очага (размеров, объема, площади, глубины залегания) и повреждения прилегающих органов и тканей. Для реализации этих возможностей создана специальная стерео-

рентгенограмметрическая установка, выполненная в виде приставки к серийному рентгеновскому аппарату. Эта установка (рис. 1) состоит из стереорентгенографического штатива с двумя рентгеновскими трубками, серийной кассеты, высоковольтного переключателя и автоматической системы управления съемкой. Штатив снабжен механизмом для юстировки каждой рентгеновской трубки.

Установка работает следующим образом. Напряжение с высоковольтного трансформатора рентгеновского аппарата через высоковольтный переключатель подается на одну из трубок. После съемки механизм кассеты опускает прижимной столик и транспортирует экспонированную пленку в приемный бункер, а новую пленку — в зону рентгенографии. Одновременно с этим происходит переключение высоковольтного трансформатора и включение второй трубки. Скорость съемки составляет два кадра в секунду. После фотообработки просмотр снимков осуществляется на стереорентгенометрическом негатоскопе, созданном на базе прецизионного стереометра СМ-4. Стереоснимки

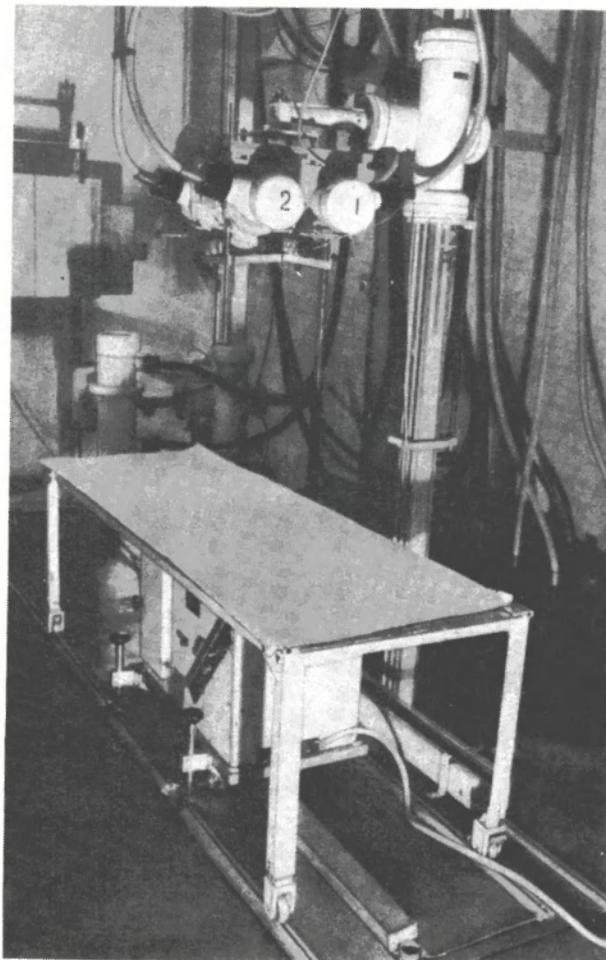


Рис. 1. Стереорентгенограмметрическая установка

устанавливаются на этом приборе таким образом, что левый снимок наблюдается левым глазом, а правый – правым. Лучи света от изображения попадают в оптическую часть подвижной наблюдательной системы, откуда параллельным пучком направляются в бинокулярный микроскоп, установленный перед наблюдателем. Для ориентирования снимков имеется механизм разворота негатоскопов вокруг своих центральных осей.

Промер снимков осуществляется относительно неподвижной световой стереоскопической марки, введенной в центр поля зрения бинокулярного микроскопа. С помощью отсчетных шкал измеряют координаты X и Y точек снимка с погрешностью до 0,05 мм, а разности горизонтальных параллак-

сов – до 0,01 мм. Подставляя результаты измерения в соответствующие формулы, определяют местоположение искомого элемента. Стереопарные снимки подвергаются математической обработке на стереокомпараторе, оснащённом портативной ЭВМ, что позволяет оперативно получать топографоанатомические характеристики объекта. При этом обработке могут быть подвергнуты стереопарные снимки, выполненные в любом положении тела больного, раненого или инвалида, что выгодно отличает метод от обычной рентгенографии, требующей, как правило, укладывания пациента в классическую проекцию. В ряде случаев стереорентгенограмметрия может с успехом заменить послонное томографическое исследование, так как

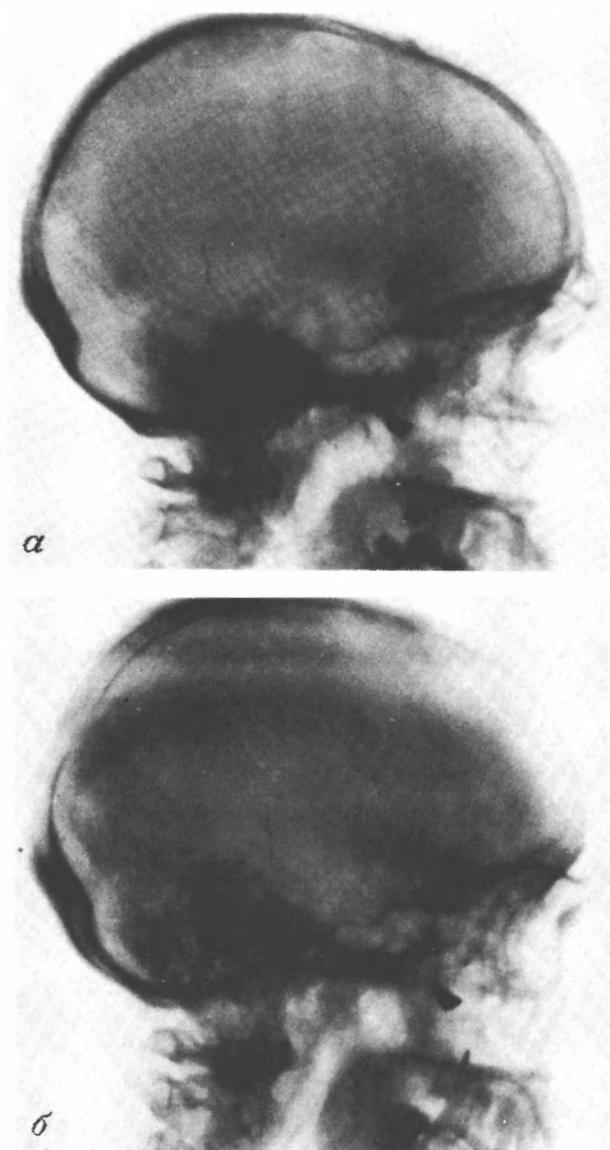


Рис. 2. Стереорентгенограммы черепа больного при травматической эпилепсии. Инородное тело локализуется в белом веществе мозга:

a – метка на коже больного, *б* – инородное тело

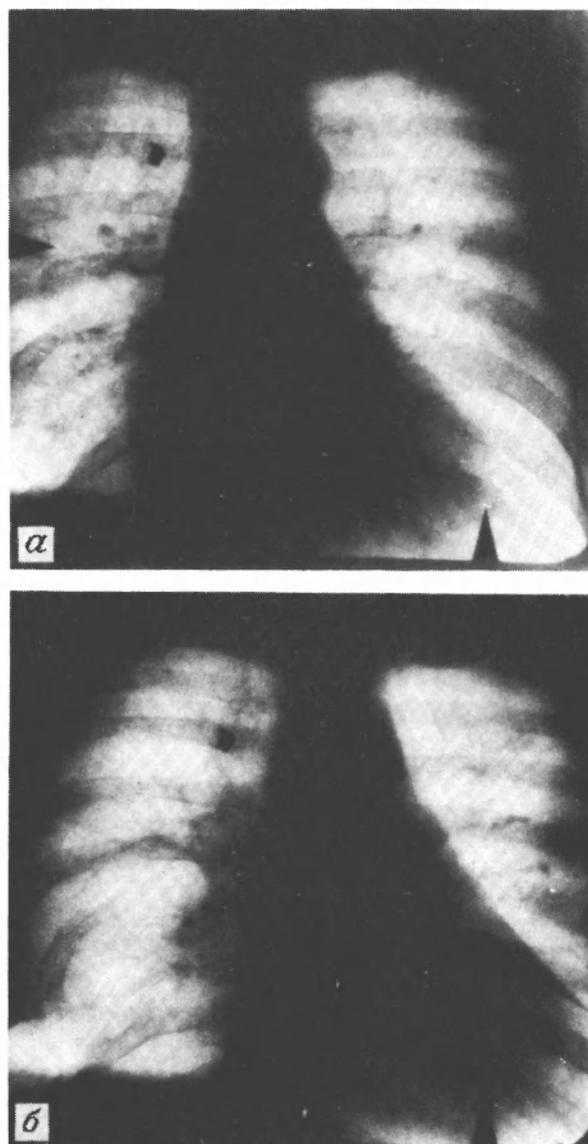


Рис. 3. Стереорентгенограммы больного при хронической пневмонии. Инородное тело в ткани легкого в зоне сосудисто-бронхиального пучка:

a – инородное тело; *б* – маркировочная метка кассеты

врач-рентгенолог и эксперт имеют возможность наблюдать и измерять патологические процессы в объеме. Кроме того, получение стереорентгенограмм связано со значительно меньшей лучевой нагрузкой врача и пациента, чем изготовление рентгенограмм во взаимно перпендикулярных проекциях.

Выявление металлического осколка или костных повреждений имеет решающее значение при проведении врачебно-трудовой экспертизы лиц с огнестрельной травмой головы, а также в случае отсутствия документов, подтверждающих факт ранения и контузии. Не менее важно установление локализации металлического осколка в мягких тканях и полости черепа (рис. 2). Определение глубины залегания инородного тела и сравнение полученных результатов с таблицей "срезов головного мозга" позволяет выявить повреждение той или иной анатомической субстанции.

Особое значение приобретает стереорентгенограмметрия при диагностике инородных тел и патологических образований в труднодоступных отделах легкого — кортикальном, межлопаточной области, переднем и заднем средостении, реберно-позвоночном угле (рис. 3).

Широкие перспективы открывает применение метода при огнестрельных ранениях нижних конечностей, когда практически исключается возможность многопроекционного исследования за рентгеновским экраном (рис. 4).

Приведенные примеры не исчерпывают диагностических возможностей стереорентгенограмметрического метода, который может найти применение

в различных областях медицины, где требуется точное измерение основных параметров патологического очага.

Созданная стереорентгенограмметрическая аппаратура прошла испытания в лаборатории экспериментальной патологии и терапии и в настоящее время используется в клинике Московского НИИ туберкулеза МЗ РСФСР и в других медицинских учреждениях.

ЛИТЕРАТУРА

Бондарев И.Н., Черний А.Н., Никольский С.Н. Стереорентгенографическое устройство. Авт. свидетельство № 372994. — "БИ", 1973, № 14.

Черний А.Н., Демин В.А. Совершенствование стереорентгенограмметрической съемки для целей врачебно-трудовой экспертизы. — "Врачебно-трудовая экспертиза и социально-трудовая реабилитация инвалидов", 1977, вып. 6. (ПИЭТИН).

Черникова А.И., Косичкин М.М. Комплексное рентгено-функциональное исследование легочной недостаточности у больных с последствиями огнестрельных ранений грудной клетки. — "Врачебно-трудовая экспертиза и социально-трудовая реабилитация инвалидов", 1977, вып. 6. (ПИЭТИН).

Статья поступила 26 марта 1979 г.

В. Н. Добреньков, Н. С. Иофин, Ю. К. Сорокин,
Г. Т. Чевтаев

ТРЕХКАНАЛЬНАЯ СИСТЕМА ПЕРЕДАЧИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ ПО ТЕЛЕФОНУ

Биотелеметрическая система предназначена для дистанционной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний; может быть использована в комплексе с ЦВМ.

УДК [615.471:616-073.97:616.12]:621.395.6

В биотелеметрии значительное место занимает передача на большие расстояния биосигналов, и в первую очередь электрокардиограмм от пациента, находящегося в состоянии покоя. Основными каналами связи, используемыми в этих целях, являются телефонные линии.

Биотелеметрические системы, работающие совместно с ЭВМ, предназначены не только для эк-

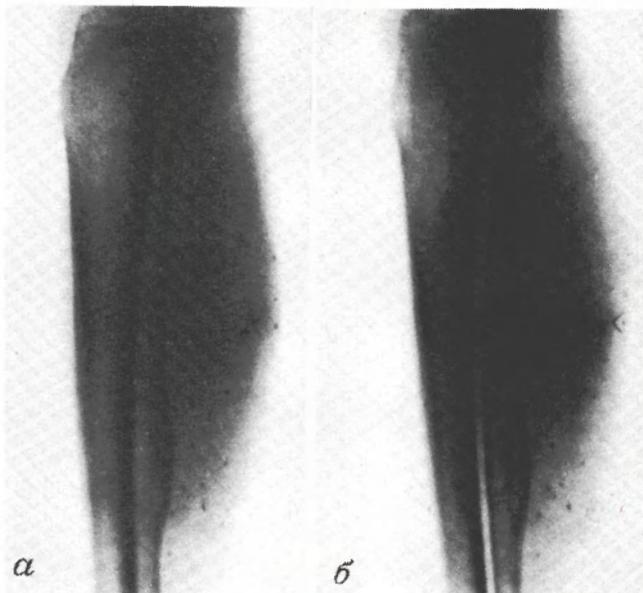


Рис. 4. Стереорентгенограммы голени больного с тромбозом глубоких вен. Множественные инородные тела в мышцах сгибателей: а — инородные тела; б — маркировочная метка кассеты

стренной оценки состояния пациента, но и для проведения консультаций по диагностике сложных случаев заболевания высококвалифицированными специалистами. Важным требованием, предъявляемым к телеметрическим диагностическим системам, является необходимость передачи по крайней мере трех синхронно снятых отведений электрокардиограммы, что существенно повышает информативность передаваемых сообщений.

Функциональная схема трехканальной системы передачи электрокардиограмм по телефону приведена на рисунке. В системе используется частотное разделение каналов и частотная модуляция сигнала. Трехканальный сигнал занимает полосу частот 1600–3200 Гц, что исключает попадание в нее сигналов комбинационных частот первого порядка.

Характерными особенностями системы являются:

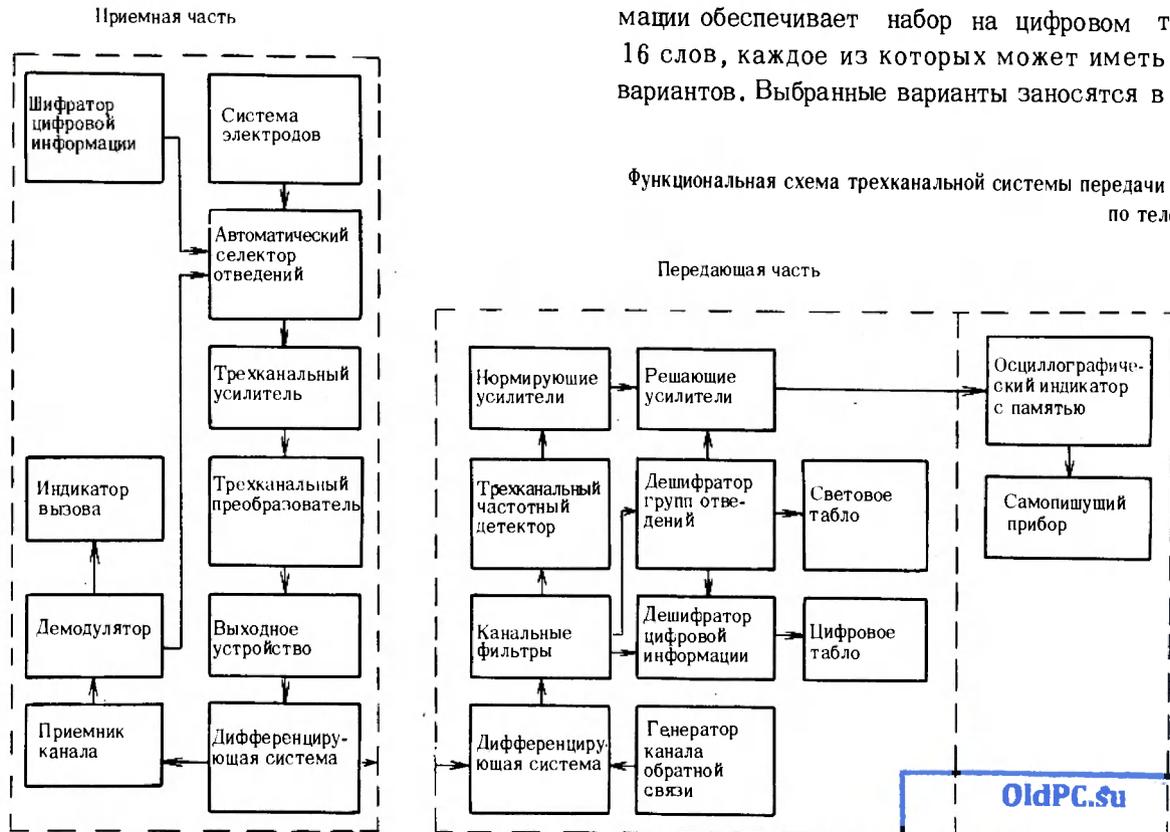
- возможность передачи в зашифрованном виде (16 четырехразрядных слов) сведений о пациенте;
- наличие в передающей части автоматического селектора отведений, обеспечивающего три режима работы: ручное переключение отведений, автоматическое переключение через заданный интервал времени, переключение внешним сигналом; при

этом сигнал успокоения автоматически подается после каждого переключения, каждая группа отведений маркируется определенным числом импульсов заданной амплитуды (1 мВ);

– наличие канала обратной связи, по которому передается сигнал переключения отведений из приемной части системы, а также сигнал вызова оператора.

Передающая часть системы содержит трехканальный датчик ЭКГ [1], состоящий из трех биопусилителей, селектора отведений и системы электродов. Трехканальный преобразователь обеспечивает формирование ЧМ сигнала. В выходном устройстве осуществляется суммирование сигналов трех каналов и усиление их по мощности. Дифференцирующая система, через которую ЧМ сигнал вводится в линию связи, обеспечивает разделение сигналов в зависимости от направления распространения. На вход приемника канала обратной связи сигнал обратной связи поступает почти без ослабления, тогда как ЧМ сигнал, передаваемый в линию связи, на входе приемника канала обратной связи ослаблен по крайней мере на 40 дБ. Дальнейшее выделение сигнала обратной связи осуществляется активным фильтром приемника. В демодуляторе сигналы переключения отведений и сигнал вызова оператора разделяются по длительности посылок. Шифратор цифровой информации обеспечивает набор на цифровом табло 16 слов, каждое из которых может иметь 16 вариантов. Выбранные варианты заносятся в ОЗУ.

Функциональная схема трехканальной системы передачи ЭКГ по телефону



Передача этой информации осуществляется по одному из каналов одновременно с передачей ЭКГ. В передающей части системы предусмотрен контрольный выход усиленного биосигнала. Таким образом, в комплекте с самопишущим прибором передающее устройство представляет собой трехканальный электрокардиограф, а в комплекте с электронно-лучевым индикатором — электрокардиоскоп.

Приемная часть системы состоит из двух функциональных устройств: устройства приема ЧМ сигналов и регистрирующего устройства. Принятый сигнал подается на дифференцирующую систему, через которую в линию связи поступает сигнал от генератора обратной связи, а из линии связи на вход приемника — ЧМ сигнал. В канальных активных фильтрах осуществляется разделение каналов, после чего происходит детектирование переданной информации: в частотных детекторах восстанавливается биосигнал; в дешифраторе групп отведений по числу калибровочных импульсов, предшествующих биосигналу, определяются передаваемые отведения; в дешифраторе цифровой информации считывается и заносится в запоминающее устройство информация о пациенте. Передаваемая в данный момент группа отведений индицируется на световом табло. Цифровая информация (значение каждого из 16 переданных слов) может быть вызвана на цифровом табло. Сигнал электрокардиограммы нормируется по величине (на основе сигнала калибровки) и через решающие усилители, в которых по первому и второму стандартным отведениям восстанавливается третье, и усиленные отведения (не передаваемые по каналу связи) поступают на регистрирующее устройство, представляющее собой комбинацию из четырехлучевого осциллографического индикатора [2] и четырехканального самопишущего прибора. ОЗУ емкостью 122 880 бит позволяет зафиксировать трехканальный ЭКГ сигнал длительностью 12,28 с с дискретностью 3 мс. На три луча индикатора выводится этот сигнал, на четвертый — растянутый по горизонтали участок длительностью порядка 1 с. Специальное устройство обеспечивает удобное измерение временных интервалов с выводом на цифровое табло и разности потенциалов с отсчетом по стрелочному прибору.

Передающая часть выполнена в виде двух блоков и пояса отведений, на который вынесены входные каскады биоусилителей. Блок преобразователей включает в себя автоматический селектор от-

ведений, биоусилители, преобразователи и выходное устройство. Он может обеспечить снятие и передачу трехканальной электрокардиограммы. Второй блок, дополнительный, содержит все, что относится к приемнику сигнала обратной связи и шифратору цифровой информации. Масса каждого блока передающей части не превышает 5 кг.

Приемная часть состоит из четырехканального осциллографического индикатора биосигналов, ОЗУ с преобразователями и блока приема ЧМ сигналов.

Биотелеметрическая система имеет следующие технические характеристики:

Амплитуда входного сигнала, мВ	$\pm (0,015-4)$
Коэффициент подавления синфазной помехи, дБ	> 60
Верхняя граничная частота при неравномерности $\pm 15\%$, Гц	≥ 80
Завал вершины переходной характеристики за время 2,2 с, %	≤ 60
Время передачи электрокардиограммы и данных об одном пациенте	
в автоматическом режиме переключения отведений, с	12
в ручном режиме и режиме переключения внешним сигналом, мин	2-3

ЛИТЕРАТУРА

1. Иофин Н.С., Четваев Г.Т. Трехканальный датчик электрокардиограмм. — См. наст. вып.
2. Лобренков В.Н., Рыжов В.А., Четваев Г.Т. Трехканальный осциллографический индикатор с блоками электронной памяти. — См. наст. вып.

Статья поступила 5 декабря 1978 г.

·ЭП·
РЕКЛАМА

НОВАЯ КНИГА

ИГЛОТЕРАПИЯ И ЭЛЕКТРОПУНКТУРА

Пушкин В.Н., Никифоров В.Г.

Сер. "Медицина", №9.
М.: "Знание", 1978, 62 с.

Рассмотрены возможности и перспективы использования в терапии метода иглоукальвания. Описаны способы и механизмы действия на организм при электропунктуре.

Н. С. Иофин, Г. Т. Чевтаев

ТРЕХКАНАЛЬНЫЙ ДАТЧИК ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

УДК 615.471:616-073.97:616.12

Традиционные методы снятия ЭКГ стандартными электрокардиографами и расшифровка кривых ЭКГ квалифицированными специалистами постепенно вытесняются новыми методами с применением вычислительных машин. Одно из звеньев автоматизированной системы кардиологической службы — дистанционная передача данных о пациенте.

Трехканальный датчик ЭКГ отведений представляет собой одну из моделей комплекта датчиков, входящего в систему передачи ЭКГ по телефону. Описываемый вариант датчика позволяет осуществлять съем биопотенциалов с поверхности тела пациента; подключение калибровочного сигнала; синхронное снятие трех отведений; переключение для последовательной передачи трех групп стандартных отведений: I, II, данные о пациенте — $U_1, U_2, U_3 - U_4, U_5, U_6$; подключение калибровочного сигнала перед каждой группой отведений; подключение сигнала "Успокоение" как перед каждой группой отведений, так и перед калибровочным сигналом; формирование кодированного сигнала номера группы отведений; подключение кодированного сигнала для передачи данных о пациенте; снятие ортогональных отведений.



Функциональная схема трехканального датчика электрокардиограмм

Датчик (см. рисунок) состоит из автоматического селектора отведений (обведен пунктирной линией) и дифференциального и выходного усилителей.

Устройство управления селектором представляет собой регистр сдвига, переход которого из одного состояния в другое обеспечивается внешним сигналом "Запуск". Исходное состояние устанавливается оператором при включении селектора (уст. "0"), при этом устройство управления включает коммутатор сигналов "Успокоение" (на время, необходимое для установки в "0" изолинии) и генератор тактовых сигналов с соответствующими ключами коммутатора функциональных операций. По второму сигналу "Запуск" происходит последовательное включение сигнала "Успокоение" и первой группы отведений. При следующих переключениях включается дополнительно шифратор групп отведений, выдавая на выход датчика определенное число импульсов калибровочного сигнала, соответствующее данной группе отведений. Данные о пациенте передаются в составе первой группы отведений.

Предусматривается работа датчика в трех режимах. При работе в первом режиме управление датчиком осуществляется внешним сигналом. В частности, в телеметрической системе этот сигнал может быть передан по каналу обратной связи оператором приемной части системы или непосредственно ЭВМ. Второй режим предусматривает переключение датчика вручную оператором передающей части системы. При работе в третьем режиме переключение производится автоматически через заданное генератором время.

Коммутаторы выполнены на аналоговых ключах типа ККТ682, остальные узлы собраны на интегральных микросхемах серии К155.

Конструктивно датчик отведений совместно с преобразователями ЭКГ сигнала в частотно-модулированный сигнал выполнен в виде блока. Исключение составляет коммутатор групп отведений, расположенный на кабеле отведения и конструктивно объединенный с ним в отдельный узел. Этот сменный узел датчика можно заменить другим, если возникнет необходимость передачи ортогональных отведений.

В комплекте с самопишущим прибором датчик ЭКГ может быть использован в качестве электрокардиографа, в комплекте с трехканальным осциллографом как электрокардиоскоп.

В. Н. Добренников, В. А. Рыжов, Г. Т. Чевтаев

ТРЕХКАНАЛЬНЫЙ ОСЦИЛЛОГРАФИЧЕСКИЙ ИНДИКАТОР С БЛОКАМИ ЭЛЕКТРОННОЙ ПАМЯТИ

Прибор служит для регистрации электрокардиограмм и входит в состав системы передачи ЭКГ по телефону. Может использоваться автономно для наблюдения биомедицинской информации и ее предварительной обработки с возможностью ввода в ЭВМ в последовательном десятиразрядном двоичном коде.

УДК 615.471:616—073.97:616.12

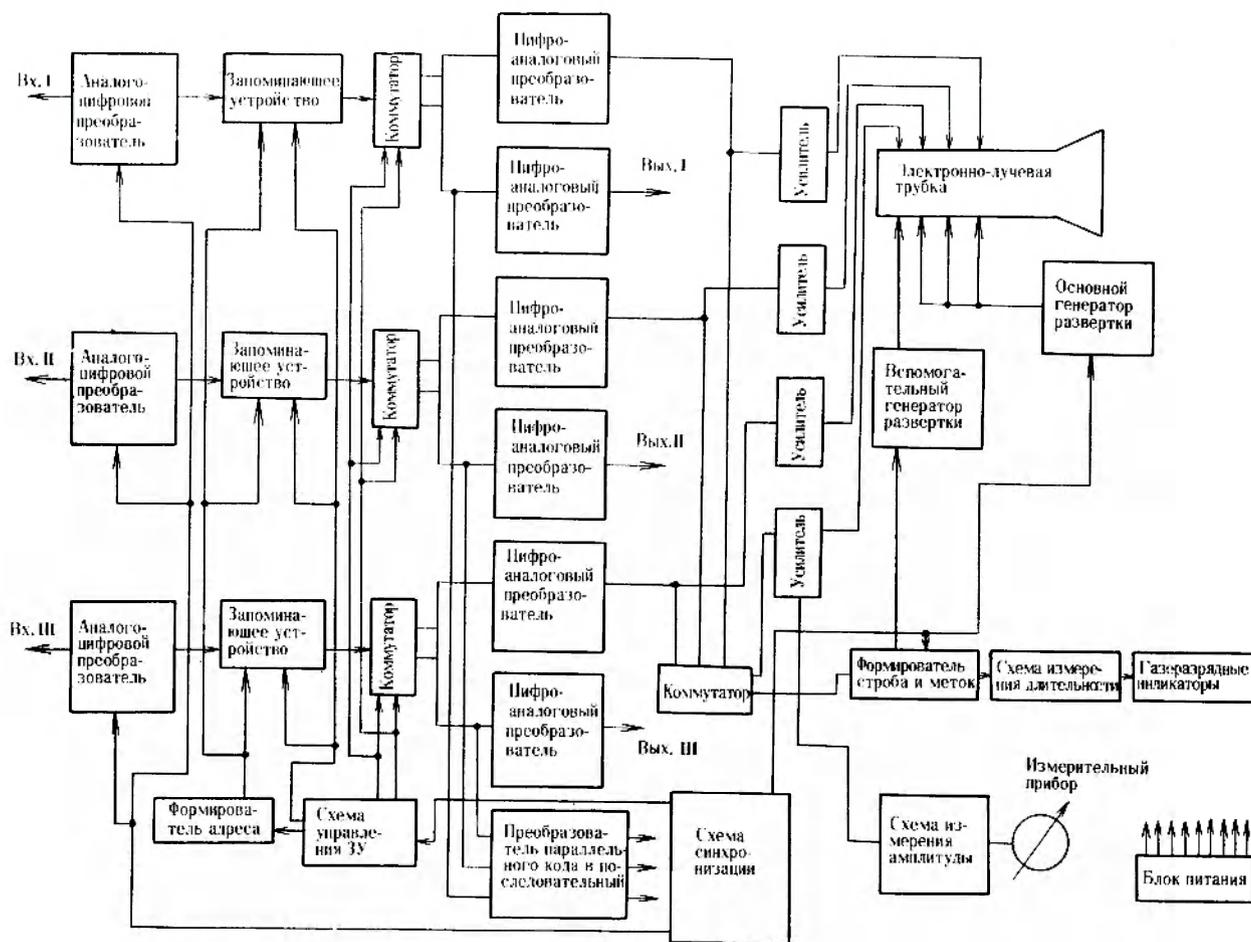
Осциллографический индикатор предназначен для исследования трех отведений ЭКГ, которые фиксируются в блоке памяти и непрерывно воспроизводятся на экране ЭЛТ. Введение в индика-

тор блока памяти позволяет сохранить непериодические процессы, зафиксировать на экране медленно изменяющийся процесс, перенести на бумажную ленту любой его участок, что особенно ценно при исследовании биосигналов.

Прибор имеет три независимых канала с общей разверткой, схемой синхронизации и блоком питания. Функциональная схема представлена на рисунке. На входе каждого канала включен аналого-цифровой преобразователь следящего типа, обеспечивающий необходимое быстродействие (один отсчет за 3 мс) и достаточно малую погрешность (не более половины младшего разряда).

Сформированный АЦП десятиразрядный параллельный двоичный код поступает на запоминающее устройство, содержащее десять микросхем К565РУ1. Объем ЗУ составляет 4096 десятиразрядных слов. Таким образом, в каждом канале ЗУ хранится информация, записанная в течение 12,5 с.

Предусмотрена работа ЗУ в двух режимах считывания и записи. В первом режиме осуществляется непрерывная запись информации со скоростью 300 отсчетов в секунду и считывание на ЭЛТ ранее записанной информации со скоростью 200 тыс. отсчетов в секунду. Во втором режиме



Функциональная схема трехканального осциллографического индикатора

запись отсутствует, а считывание производится с двумя скоростями: 200 тыс. отсчетов в секунду на ЭЛТ и 300 отсчетов в секунду на самопишущий прибор. Этот режим служит для перевода на бумажную ленту любого выбранного на экране ЭЛТ участка изображения.

Схемы формирования адреса и управления режимом ЗУ построены таким образом, чтобы два процесса, идущие с разными скоростями, не накладывались друг на друга.

С выходов ЦАП сигнал поступает на усилители осциллографической части. Три канала имеют общую развертку с периодом 0,02 с. Схема синхронизации обеспечивает однозначное соответствие адреса ячейки памяти и горизонтального отклонения луча. Таким образом на экране ЭЛТ формируется неподвижная осциллограмма, удобная для наблюдения.

Поскольку изображение, полученное с использованием трех лучей ЭЛТ, представляет собой ЭКГ, снятую за значительный промежуток времени (12,5 с), детальный анализ особенностей ЭКГ не представляется возможным. Для расширения масштаба служит четвертый луч ЭЛТ, на который выведено изображение участка ЭКГ длительностью около 1 с. Скорость развертки этого луча на порядок выше, чем у остальных лучей.

На четвертый луч может выводиться любой участок осциллограммы (заданной длительности) каждого из трех лучей.

Дополнительные удобства обеспечивают схемы измерения длительности и амплитуды процессов. Данные о длительности процесса в миллисекундах между метками на четвертом луче, положение которых произвольно, выводятся на цифровое табло. Отсчет мгновенного значения напряжения в любой точке изображения осуществляется по стрелочному прибору.

Техническая характеристика

Измеряемые частоты, Гц	0-100
Измеряемые амплитуды, В	0-5
Измеряемые интервалы времени, мс	1-2000
Потребляемая мощность, Вт	210
Масса, кг	28

Прибор может найти применение для исследования большого класса низкочастотных сигналов. Наличие запоминающего устройства значительно расширяет его возможности.

Статья поступила 5 декабря 1978 г.

В.П.Тихонов, А.Н.Бакман

РАДИОТЕЛЕМЕТРИЧЕСКАЯ АППАРАТУРА ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Радиотелеметрические системы РТКС-1 и РТКС-6 позволяют оперативно осуществлять дистанционный контроль электрокардиограмм у больных, эффективно используются в профилактике профзаболеваний и спортивно-тренировочной практике.

УДК 615.47:621.398

Одной из самых сложных и важных проблем современной медицины является дистанционный контроль физиологических параметров больного в процессе реабилитационного лечения, при физиологических исследованиях, профилактике профессиональных заболеваний, спортивно-тренировочной практике и т.д. Для его осуществления разработаны динамические радиотелеметрические системы: одноканальный радиотелекардиоскоп РТКС-1 и шестиканальный радиотелекардиоскоп РТКС-6. Для наблюдения ЭКГ в РТКС-1 используется встроенный кардиоскоп, а в РТКС-6 – шестилучевой электрокардиоскоп ЭКС-6.

РТКС-1 и РТКС-6 характеризуются следующими параметрами:

	РТКС-1	РТКС-6
Дальность приема-передачи ЭКГ, м		
в помещениях	≤ 50	≤ 50
на открытой местности	≤ 150	≤ 100
Чувствительность по экрану, мм/мВ	≥ 40	≤ 40
Входное сопротивление передатчика, МОм	1	1
Число каналов и лучей	1	6
Диапазон воспроизводимых частот, Гц	0,1-150	0,1-100
Скорости горизонтальной развертки, мм/с	12,5; 25; 50	25; 50; 100
Несущие радиочастоты, МГц	27,12	40,68 ± 2%

Поскольку динамическая биотелеметрия предполагает исследование свободно перемещающегося объекта (больного, спортсмена), который несет на себе радиопередатчик, обеспечивающий снятие биоэлектрического сигнала, усиление, преобразование и радиопередачу преобразованного физиологического параметра, то к радиопередатчикам динамических систем предъявляется ряд специфиче-

ческих требований: они должны иметь малую массу и габариты, потреблять малое количество энергии от автономного источника питания, быть устойчивыми к изменению механических нагрузок и климатических условий, обеспечивать надежность съема и преобразования физиологических параметров, а также необходимую мощность излучения высокочастотного сигнала.

Радиоприемник приемно-регистрирующей части динамических систем биорадиотелеметрии должен обладать высокой чувствительностью, обеспечивать прием сигнала при значительном изменении его уровня и выделять полезный сигнал из общего сигнала.

Радиопередатчики, входящие в комплект РТКС-1 и РТКС-6, удовлетворяют этим требова-



Рис. 1. Функциональная схема радиопередатчика

ниям. Они имеют сходные конструкции и схемное решение, их габариты — $25 \times 55 \times 85$ мм, масса — не более 150 г, время непрерывной работы без замены батарей — не менее 10 ч.

В связи с тем, что схемы радиоприемников и радиопередатчиков обоих РТКС идентичны, ограничимся рассмотрением функциональной схемы РТКС-1 и принципов работы его отдельных узлов. В состав радиотелекардиоскопа входят малогабаритный радиопередатчик РПД-1 и приемно-регистрирующее устройство РПС-1.

Функциональная схема радиопередатчика приведена на рис. 1. В качестве усилителя сигнала ЭКГ в нем применена интегральная микросхема типа К2УТ444, имеющая высокое входное сопротивление и малый ток потребления.

С выхода усилителя сигнал ЭКГ подается на вход подмодулятора, представляющего собой мультивибратор, работающий в автоколебательном режиме, частота которого меняется пропорционально амплитуде ЭКГ. Генератором высокой частоты служит LC-генератор, стабилизированный кварцем, с частотой 27,12 МГц.

Частотно-импульсная последовательность, модулированная сигналом ЭКГ, поступает на высокочастотный генератор и модулирует его сигнал по частоте. Применение частотной модуляции кварцевого генератора дает возможность повысить по-

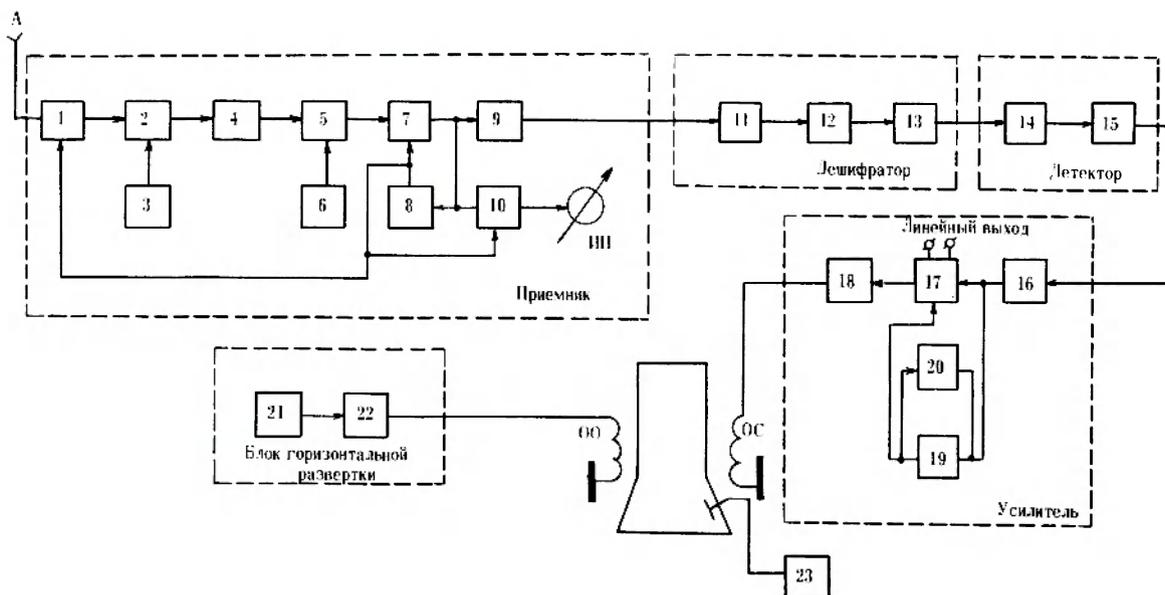


Рис. 2. Функциональная схема радиоприемной части приемно-регистрирующего устройства: 1 — усилитель высокой частоты; 2 — I преобразователь частоты (I-ПЧ); 3 — I гетеродин; 4 — усилитель первой промежуточной частоты (I-УПЧ); 5 — II преобразователь частоты; 6 — II гетеродин; 7 — усилитель второй промежуточной частоты (II-УПЧ); 8 — автоматическая регулировка усиления; 9 — частотный дискриминатор; 10 — усилитель постоянного тока; 11 — усилитель-ограничитель; 12 — полосовой фильтр; 13 — преобразователь; 14 — частотно-импульсный детектор; 15 — фильтр нижних частот; 16 — согласующий каскад; 17 — усилитель низкой частоты; 18 — оконечный усилитель вертикального отклонения; 19 — усилитель; 20 — Т-образный мост; 21 — задающий генератор горизонтальной развертки; 22 — усилитель мощности; 23 — высоковольтный источник питания; 24 — стабилизатор; 25 — преобразователь; 26 — выпрямитель

мехозащищенность прибора при высокой стабильности несущей частоты.

Согласование высокочастотного генератора с антенной в радиопередатчике осуществляется с помощью выходного усилителя. В качестве антенны используется штырь длиной 30 см или гибкий многожильный провод.

Питание радиопередатчика осуществляется от батареи типа "Крона". Влияние изменения напряжения батареи, наблюдающегося в процессе работы, на частоту подмодулятора и коэффициент усиления усилителя устраняется стабилизаторами напряжения питания усилителя и мультивибратора, установленными в радиопередатчике.

Приемно-регулирующее устройство РПС-1 состоит из одноканального кардиоскопа, структурное и схемное построение которого мало отличается от обычных схем низкочастотных осциллографов или кардиоскопов (ПЭКС-01 или других), и радиоприемного устройства, показанного на рис. 2.

Приемник выполнен по супергетеродинной схеме с двойным преобразованием частоты, что обуславливает его высокую чувствительность и избирательность. Повышение избирательности приемника на входе II-УПЧ достигается включением пьезокерамического фильтра сосредоточенной селекции ПФП с полосой пропускания 8 кГц.

Настройка приемника на частоту передатчика осуществляется подстройкой частоты второго гетеродина по стрелочному индикатору, включенному на выходе II-УПЧ.

Напряжение АРУ вводится во II-УПЧ и усилитель высокой частоты. Общий коэффициент усиления приемника составляет 100000. С выхода частотного дискриминатора снимается сигнал в виде импульсной последовательности, модулированной по частоте, и поступает на дешифратор.

Выделение первой гармонической составляющей из этой последовательности осуществляется полосовым Г-образным С-фильтром, обеспечивающим достаточно высокую избирательность. Полоса пропускания полосового фильтра $2\Delta f = 600$ Гц, что вполне достаточно для нормальной работы системы, так как максимальная девиация частоты подмодулятора передатчика составляет 500 Гц. Сигнал, снимаемый с выхода полосового фильтра, подвергается преобразованию в целях стандартизации его по форме и длительности. В качестве преобразователя использован ждущий мультивибратор, который преобразует первую гармоническую составляющую в последовательности импульсов, модулированных по частоте. Длительность импуль-

сов на выходе преобразователя $\tau_{\text{и}} = 30$ мкс при скважности $Q = 10$.

Применение частотно-импульсного детектора обусловлено, во-первых, простотой его схемы, во-вторых, достаточно линейной характеристикой преобразования.

Среднее напряжение на выходе детектора в установленном режиме

$$U_{\text{ср}} = U_m \frac{CRF_n}{1 + CRF_n},$$

где U_m — амплитуда подаваемого на вход импульса; C, R — величины емкости и сопротивления, входящих в схему детектора; F_n — частота подмодулятора. При сравнительно малой величине произведения $CRF_n \ll 1$ это выражение можно представить в виде $U_{\text{ср}} = U_m CRF_n$, т.е. средняя величина напряжения на выходе детектора прямо пропорциональна частоте подмодулятора, или (при частотно-импульсной модуляции) $\Delta U_{\text{ср}} = U_m CR \Delta F_n$.

Для подавления побочных частот преобразования и выделения необходимой полосы частот информационного сигнала на выходе частотно-импульсного детектора включен активный RC-фильтр нижних частот с частотой среза 160 Гц. Усилитель низкой частоты обеспечивает усиление информационного сигнала по напряжению, а совместно с усилителем напряжения, охваченным отрицательной обратной связью, осуществляет подавление помех промышленной частоты.

Выделенная из принятого сообщения составляющая с частотой 50 Гц подается в усилитель низкой частоты, где происходит вычитание ее из спектра принятого информационного сигнала. Такая схема подавления позволяет добиться затухания на частоте 50 Гц (в полосе частот 49–51 Гц) порядка 50 дБ.

Радиотелекардиоскоп РТКС-6 имеет шесть аналогичных каналов, состоящих из радиопередатчиков РПД-1: 40,25; 40,5; 40,75; 41,0; 41,25 МГц.

Г. Е. Брикач, Б. А. Ключин,
А. И. Савин, Е. И. Хитровский

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОФОРЕТИЧЕСКИХ СПЕКТРОВ

Алгоритмизация исследований медико-биологических объектов с учетом возможностей средств вычислительной техники позволяет создать новые, более точные методы, обеспечивающие получение качественных показателей состояния или поведения объекта, а также построить типовые автоматизированные системы исследований с более высокими параметрами для широкого применения в различных областях науки и практики.

УДК [615.471:616—073.7]:681.3

В настоящее время для массовых лечебно-профилактических обследований населения применяются электрофоретические методы. Получаемые методом диск-электрофореза [1] электрофоретические спектры позволяют с высокой разрешающей способностью и хорошей воспроизводимостью выявлять на ранней стадии многие патологические изменения в организме, в частности сердечно-сосудистые заболевания. Однако широкое использование этих методов в медицинской практике сдерживается большой трудоемкостью количественного и сравнительного анализа спектров, отсутствием средств автоматического анализа электрофореграмм (ЭФГ), обладающих достаточным диапазоном измерения их оптической плотности.

Известно [1], что количественный анализ аддитивных фракций ЭФГ при условии, что каждая из присутствующих на геле-носителе (синтетическом или полиакриламидном) фракций подчиняется законам светопоглощения Бугера-Ламберта-Бера, в конечном счете может быть сведен к решению систем линейных уравнений относительно концентраций C^j фракций:

$$D^i + \Delta D^i = \sum_{j=1}^n K_j^i C^j,$$

где D^i — оптические плотности фракций; K_j^i — коэффициенты пропорциональности в матрице K между D^i и C^j ; j — число элементов разложения

дискретной денситограммы; i — число пиков на денситограмме; ΔD^i — систематическая погрешность измерения оптической плотности, которая определяется экспериментально при калибровке фотометрического преобразователя.

Задачей количественного анализа является определение значений концентраций на денситометрической кривой:

$$C^i = \sum_{j=1}^n M_j^i (D^i + \Delta D^i),$$

где M_j^i — элементы матрицы, равные элементам обратной матрицы K^{-1} .

Распределение оптической плотности D в электрофоретическом спектре при денситометрировании (денситограмма) является непериодической многомодальной функцией $Y(t)^i$, которая может быть описана суперпозицией кривых нормального распределения:

$$Y(t) = \sum_{i=1}^K \frac{D_i}{\sigma_i \cdot \sqrt{2\pi}} \exp \left\{ -\frac{(t - m_i)^2}{2\sigma_i^2} \right\},$$

где D_i — оптическая плотность i -го пика на денситограмме; m_j — координата j -го элемента разложения [1, 2]; σ_i^2 — дисперсия i -го пика на денситограмме.

Однако при проведении экспериментальных исследований по количественному анализу липопротеидов сыворотки крови было замечено, что в некоторых фракциях распределение вещества подчиняется логарифмически нормальному закону. В этом случае денситограмма может быть представлена в виде суперпозиций кривых нормального и логарифмически нормального распределений:

$$Y(t) = \sum_{i=1}^k \frac{D_i}{\sigma_i \cdot \sqrt{2\pi}} \exp \left\{ -\frac{(t - m_i)^2}{2\sigma_i^2} \right\} + \sum_{j=1}^n \frac{D_j}{\sigma_j \cdot \sqrt{2\pi t}} \exp \left\{ -\frac{(\ln t - \ln m_j)^2}{2\sigma_j^2} \right\} + D_0,$$

где $i \neq j$, $i = 1 \div k$, $j = 1 \div n$; $n + k$ — общее количество пиков на денситограмме, зависящее от числа фракций на электрофореграмме; D_0 — оптическая плотность геле-носителя без фракций.

Концентрация разделенных веществ при электрофорезе определяется площадью пиков на денситограмме. Отсюда справедливы следующие соотношения:

$$C^i = \int_0^l \frac{D_i}{\sigma_i \cdot \sqrt{2\pi}} \exp \left\{ -\frac{(t - m_i)^2}{2\sigma_i^2} \right\} dt;$$

$$C^j = \int_0^{l_1} \frac{D_j}{\sigma_j \cdot \sqrt{2\pi t}} \exp \left\{ -\frac{(\ln t - \ln m_j)^2}{2\sigma_j^2} \right\} dt,$$

где C^i — концентрация вещества фракции, распределенного по нормальному закону; C^j — концентрация вещества фракции, распределенного по логарифмически нормальному закону; D_i, D_j — максимальные значения оптической плотности фракций; m_i, m_j — координаты; l, l_1 — ширина фракций.

Величины σ_i и σ_j для нормального и логарифмически нормального распределения вычисляются по следующим формулам:

$$\sigma_i = \frac{(t_1 - m_i)}{\sqrt{2 \ln \frac{D_i}{D_i(t)}}}, \quad \sigma_j = \frac{(\ln t_1 - \ln m_j)}{\sqrt{2 \ln \frac{D_j}{D_j(t)}}}.$$

Таким образом, найдя координаты максимальных значений оптической плотности на денситограмме, можно определить концентрации разделенных веществ на гель-носителе.

Известные анализаторы ЭФГ [3, 4] (или денситометры) имеют относительно небольшой диапазон измерения оптической плотности анализируемого объекта, относительно большую погрешность измерения и не решают задач сравнительного анализа ЭФГ в реальном масштабе времени.

Характеристики аппаратуры для автоматизированного анализа ЭФГ

Устройство	Диапазон пропускания или оптической плотности	Погрешность, %	Минимальный размер анализируемого объекта, мм	Тип интегратора	Схема построения измерительной части прибора
Денситометр SD-3000-3, фирма "Schoeffel" (США, ФРГ)	0 + 4D	4	200×200	Цифропечатающий ДС-302 с указателем плотности ДС-300	Двухлучевая
Денситометр TLD-100, фирма "Витатрон" (Голландия)	0 ± 1D	—	200×200	Электромеханический, совмещенный с самописцем	Однолучевая
Анализатор ЭФГ, фирма "Chromoscan" (Англия)	0 - 2D	4	200×200	Электромеханический с четырехрядным счетчиком	Двухлучевая
Integrat PH (Швейцария)	0 + 2D	3	10×100	Электрический	Однолучевая
Автоматизированная система анализа ЭФГ (СССР)	0 + 6D	1	20×150	Мини-ЭВМ	Однолучевая

С учетом возможностей применения при измерениях средств вычислительной техники разработаны алгоритмы автоматизированного анализа ЭФГ и создана автоматизированная система на базе мини-ЭВМ, что обеспечило принципиально более высокие технические характеристики измерительной аппаратуры (см. таблицу).

Алгоритмы ввода и первичной обработки денситограмм решают задачи: опроса каналов коммутатора и при наличии сигнала "конец преобразования" с ЦВ В7-18 — осуществления ввода цифровой информации в ЭВМ; адаптации параметров измерительного тракта денситометра за счет автоматического переключения поддиапазонов ЦВ, ВИП и синхронизатора в зависимости от величин оптической плотности; отсчета "нуль-уровня" фотоэлектронного преобразователя, распознавания "начало-конец" ЭФГ; организации цифровых массивов электрофотетических спектров в ОЗУ ЭВМ.

Полученная за счет применения мини-ЭВМ автоматическая адаптация параметров измерительного тракта денситометра позволила существенно расширить диапазон измерения оптической плотности ЭФГ от 0 до (4 ÷ 6) D, повысив при этом быстрдействие и точность измерения.

С помощью алгоритма выделения информационных экстремумов на многоэкстремальной кривой производится фильтрация высокочастотной шумовой составляющей денситограммы, обусловленной аппаратными помехами: фильтрация низкочастотной шумовой составляющей денситограммы, обусловленной механическими повреждениями гель-носителя; осуществляется амплитудный поиск информативных экстремумов.

Алгоритм количественного анализа решает задачи распознавания на денситограмме кривых, соответствующих нормальному и логарифмически нормальному закону распределения; вычисления количественного содержания и процентных соотношений интересующих фракций, которые локализованы на геле-носителе.

Алгоритм сравнительного анализа проводит оценку степени близости S сравниваемых денситограмм по следующему соотношению:

$$S = \frac{N}{N_i + N_k},$$

где N — общее число экстремумов, имеющих одинаковые координаты, т.е. число совпадений; координаты x_k и x_i считаются совпавшими, если $|x_k - x_i| - \epsilon \leq 0$ (ϵ — величина окрестности, в которой осуществляется поиск совпавших экстре-

мумов); N_z — число экстремумов первой сравниваемой денситограммы; N_k — число экстремумов второй сравниваемой денситограммы.

Реализация разработанных алгоритмов в автоматизированной системе осуществляется с помощью комплекса технических средств в составе (рис. 1):

— денситометра (I), включающего блок сканирования (БС), фотоэлектронный преобразователь (ФЭП), высоковольтный источник питания (ВИП) с дистанционным управлением, цифровой вольтметр (ЦВ) В7-18 с дистанционным управлением, компаратор и аналого-цифровой преобразователь (АЦП) Ф733/1;

— устройства связи с ЭВМ (II), включающего синхронизатор ч4-17 с дистанционным управлением, коммутатор ввода-вывода дискретных сигналов, состоящий из модуля управления коммутатором (МУК), модулей ввода и вывода.

Блок сканирования состоит из генератора светового луча, механизма перемещения объекта фотометрирования и узла управления. С помощью генератора светового луча и оптического узла формируется растр-элемент носителя, разлагающий его на отдельные элементы. В качестве генератора светового луча использован автономный источник света. Растр-элемент на анализируемом объекте выделяется с помощью прямоугольной щели (диафрагмы). Поскольку изображение электрофореграммы является проекцией на плоскость дискообразных фракций, которые параллельны

друг другу и перпендикулярны направлению сканирования луча, последний используется в виде узкой длинной полоски, перпендикулярной направлению сканирования. Учитывая, что ЭФГ представляет собой сплошной прозрачный цилиндр, обладающий свойством цилиндрической линзы, и выделение растр-элемента на изображении оригинала связано с усложнением конструкции оптического канала фотометрирующего устройства, в блоке сканирования был применен способ выделения растр-элемента на оригинале.

Система может работать в двух режимах — автоматическом и автономном.

Автоматический режим. Световые информационные сигналы, поступающие с блока сканирования на вход ФЭП, преобразуются последним в информационные электрические сигналы. Сигнал U_c с выхода ФЭП поступает на вход компаратора и цифрового вольтметра В7-18. В случае $U_c > U_{пор}$ компаратора в последнем открывается соответствующий ключ, пропускающий импульсы запуска с синхронизатора ч4-17 на вход внешнего запуска ЦВ, который производит аналого-цифровое преобразование сигнала в 24-разрядный код. По импульсу конца преобразования цифрового вольтметра происходит считывание данных с него в ЭВМ.

В зависимости от величин U_c и dU_c/dt ЭВМ определяет тенденцию изменения сигнала и осуществляет через МУК и модуль вывода автоматическое переключение поддиапазонов ЦВ, ВИП и синхронизатора. При этом за счет изменения величины сопротивления нагрузки в ВИП достигается автоматическое переключение поддиапазонов фотоэлектронного преобразователя.

Результаты обработки информации выводятся на ЭПМ "Консул-254" (в виде таблиц и/или графиков) и (или) перфоратор ПЛ-150. Кроме того, имеется возможность при необходимости произвести автоматическую регистрацию на ЭПМ или на перфораторе исходной (вводимой в ЭВМ) информации с денситометра.

В автономном режиме обеспечивается возможность обработки полученных денситограмм на различных ЭВМ по дополнительным алгоритмам исследований.

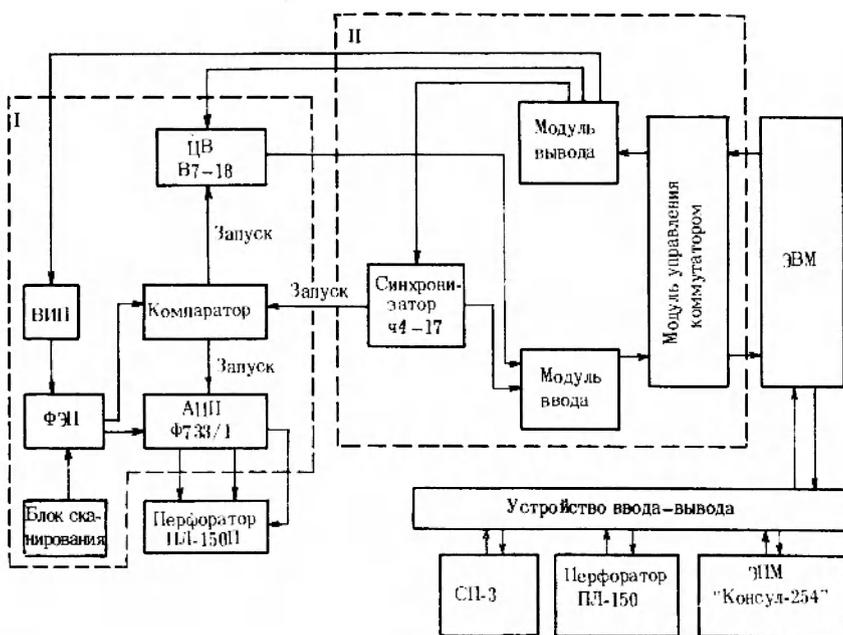


Рис. 1. Структурная схема автоматизированной системы измерения ЭФГ

В этом режиме сигнал с выхода ФЭП поступает на входы АЦП и компаратора. В случае $\bar{U}_c > U$ пор компаратора открывается соответствующий ключ, пропускающий импульсы запуска с синхронизатора

на вход внешнего запуска АЦП. Последний преобразовывает входной аналоговый сигнал в цифровой код с частотой запуска, установленной оператором на синхронизаторе. Цифровой код поступает на перфоратор ПЛ-150П и регистрируется на восьмидорожечную перфолену, которую затем можно вводить в другую ЭВМ.

С помощью автоматизированной системы анализировались липопротеидные электрофоретические спектры сыворотки крови (рис. 2) и электрофоретические спектры изоферментов лактатдегидрогеназы сыворотки крови (рис. 3).

Количественный анализ электрофоретических спектров липопротеидов сыворотки крови является одним из информативных показателей функциональной диагностики гиперлипотеидемий (ГЛП) и позволяет при лечебно-профилактическом обследо-

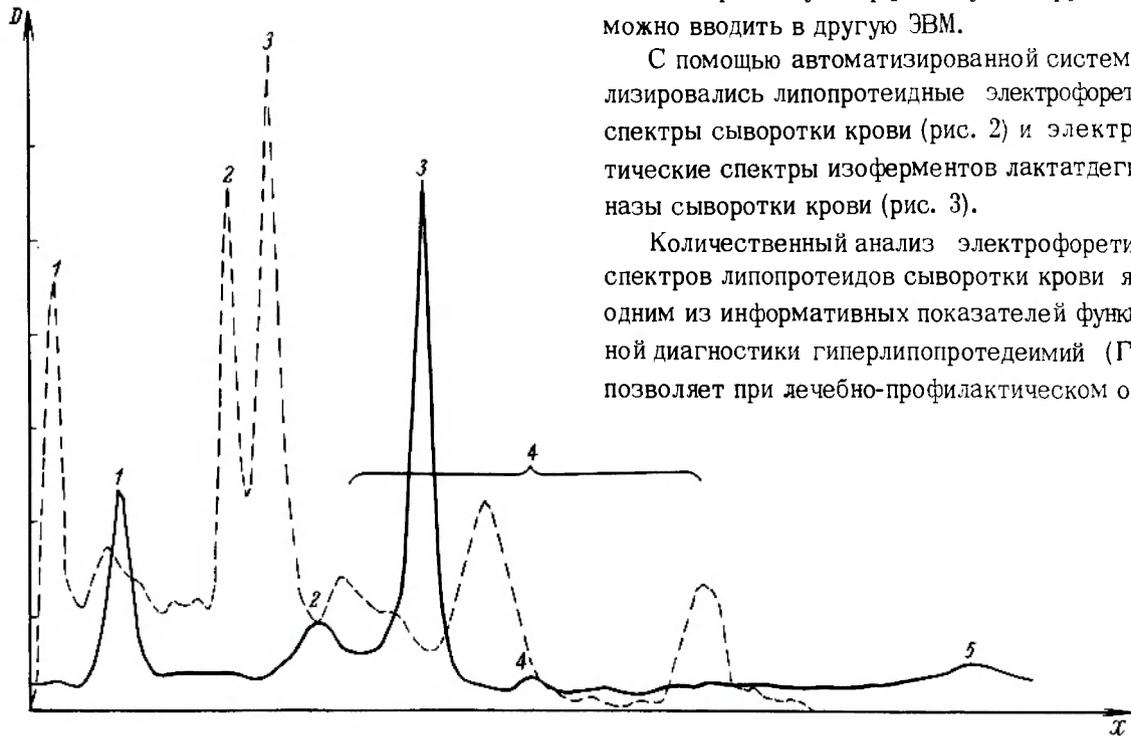


Рис.2. Типичная денситограмма липопротеидов здорового человека (сплошная линия) и больного атеросклерозом (пунктирная линия)

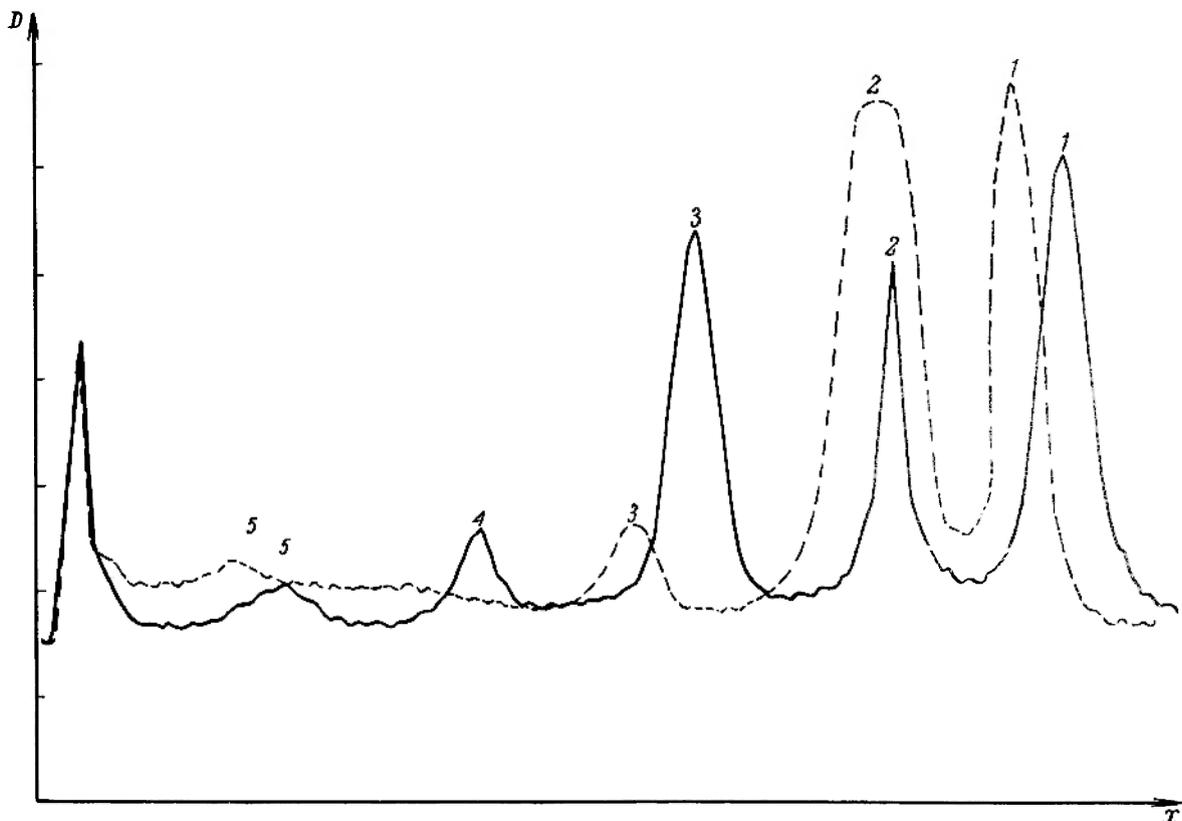


Рис. 3. Типичная денситограмма изоферментов лактатдегидрогеназы здорового человека (сплошная линия) и больного с инфарктом миокарда (пунктирная линия)

вании населения выявить степень риска нарушения жирового обмена. Кроме того, с помощью системы можно проводить функциональную диагностику ишемических болезней сердца по электрофоретическим изоферментным спектрам лактатдегидрогеназы.

Экономический эффект от внедрения системы за счет повышения производительности труда и качества анализа ЭФГ составляет более 400 тыс. руб. в год и обеспечивает условное высвобождение свыше 300 единиц медицинского персонала.

Автоматизированная система может быть также эффективно применена в области микробиологии, химии и сельского хозяйства, например, для определения таксономической ценности электрофоретических спектров растворимых белков микроорганизмов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Маурер Г. Диск-электрофорез. М., "Мир", 1971.
2. Духин С.С., Дерягин Б.В. Электрофорез. М., "Наука", 1976.
3. Информационные системы в медицине. Сб. под ред. М.А.Шнепш-Шнеппе. М., "Мир", 1974.
4. Сканирующая техника в исследовании клеточных популяций, клеток, органоидов и макромолекул. Сб. под общ. ред. Г.М.Франка. М., 1973. (Институт биологической физики АН СССР).

Статья поступила 14 июня 1978 г.

В.И.Барановский, Г.С.Берлин,
Н.А.Колосова, В.А.Шорр

МЕХАНОТРОНЫ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

На основе механотронных преобразователей для регистрации сократительной активности различных биологических объектов, контроля сердечно-сосудистой активности человека и животных, для измерения внутриглазного давления прямым способом и регистрации давления в полых органах разработаны медицинские и биологические приборы, в том числе манометры для измерения кровяного давления, сфигмографы и плетизмографы.

УДК 615.471:616-073.7

При исследованиях физиологии человека и животных, изучении биофизических и биохимических процессов часто возникает необходимость в изме-

рении небольших механических сигналов (перемещений, усилий, давлений и т.п.), создаваемых биологическими объектами. Как правило, методы их регистрации базируются на использовании электро-механических преобразователей, в том числе механотронных преобразователей — механотронов [1]. Эти высокочувствительные приборы уже давно успешно применяются при изучении различных биомеханических процессов в СССР и за рубежом [2-11].

От электромеханических преобразователей других типов механотроны выгодно отличаются высокой чувствительностью, большой воспроизводимостью показаний и высокой линейностью выходных характеристик в широком диапазоне измерений, низкими значениями питающих напряжений (что обеспечивает безопасность их эксплуатации), малыми габаритами и сравнительно низкой стоимостью. Простота конструкций и схем включения механотронов делает доступным их использование экспериментаторами (медиками и биологами) без специальной технической подготовки.

Из серийно выпускаемых отечественных механотронов для регистрации биомеханических процессов наиболее часто применяются механотронные преобразователи перемещений и усилий — 6МХ1С, 6МХ5С, 6МХ1Б, 6МХ2Б, 6МХ9Б, а также механотронные преобразователи давления (манотроны) — 6МДХ1Б и 6МДХ3Б. Приборы 6МХ1С и 6МХ5С имеют малогабаритную конструкцию с октальным цоколем (рис. 1, а), а 6МХ1Б, 6МХ2Б, 6МХ9Б, 6МДХ1Б и 6МДХ3Б — сверхминиатюрную с гибкими выводами (рис. 1, б-г). Электродные системы механотронов представляют собой двоянные диоды с плоскопараллельными электродами. Оксидный катод 1 косвенного накала неподвижен; подвижными электродами являются один (см. рис. 1, б-г) или два (см. рис. 1, а) анода 2. У сверхминиатюрных механотронов помимо подвижного имеется неподвижный анод 3, расположенный на строго фиксированном расстоянии от катода. Часть вакуумированной оболочки 4 приборов выполнена в виде круглой эластичной мембраны 5, соединенной шовной электросваркой с фланцем 6. В механотронах, преобразующих перемещения и усилия, в центр мембраны 5 впаян или вварен управляющий стержень 7, на внешнюю часть которого подается измеряемый механический сигнал, а на внутренней части укреплены подвижные аноды. В манотронах управляющий стержень отсутствует, и измеряемый механический сигнал (давление) воздействует непосредственно на мембрану, центр которой жестко связан с подвижным анодом прибора.

В манотронах 6МДХ1Б и 6МДХ3Б применены гофрированные мембраны, обладающие лучшими по сравнению с плоской мембраной метрологическими свойствами — высокой линейностью характеристики, малой величиной механического гистерезиса и т.п.

В механотронных преобразователях перемещений и усилий 6МХ1С, 6МХ5С (см. рис. 1, а) и 6МХ2Б

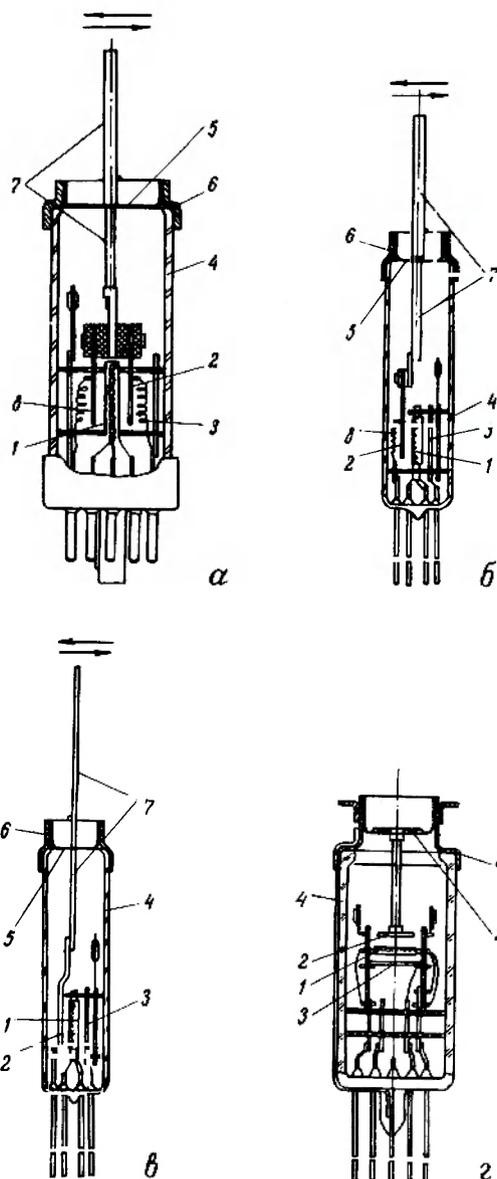
(см. рис. 1, б) подвижные аноды изолированы от управляющего стержня и электрически соединяются с выводами с помощью эластичных контактных пружинок 8.

В механотронах 6МХ1Б и 6МХ9Б (рис. 1, в), а также в манотронах 6МДХ1Б и 6МДХ3Б (рис. 1, г) мембрана и фланец находятся под потенциалом подвижного анода. Благодаря наличию специальной растяжки, концы которой приварены к фланцу, а середина к стержню, чувствительность кинематической системы мембрана – стержень механотронов в рабочем направлении перемещения штоля в 20–100 раз превышает чувствительность этой системы в направлении, перпендикулярном рабочему. За счет этого значительно уменьшается восприимчивость механотронов к неконтролируемым механическим воздействиям в нерабочем направлении

и тем самым повышается стабильность и надежность их показаний.

При работе механотроны, как правило, включаются в мостовые измерительные схемы, при этом обычно не требуется предварительного усиления их выходного сигнала, последний легко регистрируется с помощью стандартных электронных самопишущих потенциометров (например, КСП-4, Н-320, Н-327, ЭПН-09, Н-338 и др.) или осциллографов. Для питания схем могут применяться обычные батареи, аккумуляторы и другие стабилизированные источники питания.

Основные параметры механотронов, используемых в биомедицинских приборах, приведены в таблице. Эти механотроны позволяют производить измерения перемещений в диапазоне от 0,1 до 1000 мкм, усилий – от 10^{-6} до $3 \cdot 10^{-1}$ Н и избыточных давлений газовой среды – от $2 \cdot 10^3$ до $9,8 \times 10^5$ Па. При этом точность измерений составляет ~1–5%.



Основные параметры механотронных преобразователей

Тип механотрона	Диапазон измерений	Чувствительность	Нелинейность выходной характеристики, %
6МХ1С	+ 100 мкм ± 10 сН	> 30 мкА/мкм > 200 мкА/сН	< 1
6МХ5С	± 1000 мкм ± 30 сН	> 3 мкА/мкм > 40 мкА/сН	< 1
6МХ1Б	0–140 мкм ± 1 сН	> 20 мкА/мкм > 2000 мкА/сН	< 4
6МХ2Б	± 100 мкм ± 2 сН	> 40 мкА/мкм > 500 мкА/сН	< 4
6МХ9Б	± 50 мкм ± 0,5 сН	> 20 мкА/мкм > 3000 мкА/сН	< 4
6МДХ1Б	0–5 · 10 ⁴ Па	> 5 · 10 ⁻³ мкА/Па	2–3
6МДХ3Б	0–9,8 · 10 ⁴ Па	> 1 · 10 ⁻³ мкА/Па	2–3

Примечание. Для всех механотронов напряжение накала составляет 6,3 ± 0,3 В, а анодное напряжение обычно выбирается в пределах от 5 до 15 В [1].

В настоящее время механотроны широко используются для регистрации сократительной активности различных биологических объектов, в частности тонических и фазных сокращений мышц в целом организме; сокращений предсердий и желудочков сердца; измерения минимальных механических напряжений артериальных и венозных сосудов и усилий, развиваемых изолированными мышечными объектами, в том числе одиночным мышечным волокном.

Принципиальная схема устройства для исследования изолированных мышечных объектов в изометрическом режиме приведена на рис. 2, а, его внешний вид – на рис. 2, б. Сокращения мышечного объекта вызываются электрическим раздражением одиночными импульсами, подаваемыми с частотой 0,5 Гц. За-

Рис. 1. Конструкции механотронных преобразователей перемещений, усилий и давлений: а – 6МХ1С, 6МХ5С; б – 6МХ2Б; в – 6МХ1Б, 6МХ9Б; г – 6МДХ1Б, 6МДХ3Б

пись выходного сигнала механотрона проводится на двухканальном самописце типа Н-338-2.

Специально разработанный на основе механотрона 6МХ1С датчик обеспечивал возможность измерения усилий от 10^{-5} до $3 \cdot 10^{-1}$ Н. Применением так называемых промежуточных упругих элементов [1] удалось поднять верхний предел чувствительности датчика до 20–30 Н и использовать его для изучения процессов сокращения крупных мышц (например, скелетных).

Наличие высокой чувствительности к усилиям у механотрона особенно важно для изучения кинетики сокращений одиночных мышечных волокон, так как силы, развиваемые последними при сокращении, составляют $2 \cdot 10^{-9}$ Н и менее. При этом, если длительность импульса силы, развиваемого одиночным волокном при сокращении в нормальных физиологических условиях, составляет 50–100 мс, то при его сокращении в искусственно создаваемых условиях этот период может быть значительно меньше. В первом случае преобразователь, воспринимающий импульс силы, должен иметь полосу пропускания частот 300 Гц при резонансной частоте ~ 1000 Гц, во втором — соответственно 1000 Гц при резонансной частоте ~ 2500 Гц и более. Высокой резонансной частотой при достаточ-

но высокой чувствительности к силам обладают механотроны 6МХ1Б (до 1300 Гц) и 6МХ2Б (650 Гц), которые и применяются в основном при изучении быстрых сокращений мышц и мышечных полосок. Для изучения кинетики сокращений одиночных мышечных волокон в нормальных и искусственных условиях разработан специальный механотрон типа 6МХ9Б, имеющий резонансную частоту более 2500 Гц и чувствительность к силам выше 3 мА/сН. Этот сверхминиатюрный прибор в настоящее время широко используется во многих исследовательских институтах и лабораториях АН СССР, АМН СССР, Минздрава и Минмедпрома.

Механотронные преобразователи давлений и перемещений нашли применение в ряде приборов, предназначенных для контроля сердечно-сосудистой деятельности человека и животных: манометров для измерения давления крови, приборов для регистрации пульсовых колебаний стенок кровеносных сосудов (сфигмографов) и приборов для контроля состояния периферического кровообращения (пальцевых плетизмографов).

Механотронный датчик (рис. 3, а) на базе механотрона 6МХ1С применен в манометре ЭММ-1, с помощью которого производится измерение артериального и венозного давления. Этот манометр выпускается серийно двух- и четырехканальным; каждый из каналов снабжен отдельным датчиком и имеет выход на самописец.

Манометр ЭММ-1 имеет следующие технические характеристики:

Диапазон измеряемых давлений, мм рт.ст.	0–25, 0–50, 0–150, 0–250
Погрешность измерений, %	± 5
Объем крови в измерительном резервуаре, см ³	$\geq 0,5$
Выходное напряжение (в зависимости от диапазона измерений), В	1,25–8
Питание, В	220 (50 Гц)

Измерение давления в указанных диапазонах, как правило, обеспечивается двумя различными датчиками, один из которых (с "мягкой" мембраной) рассчитан на диапазоны 0–25 и 0–50 мм рт.ст., а второй (с более "жесткой" мембраной) — на диапазоны 0–150 и 0–250 мм рт.ст.

На основе механотронных преобразователей перемещений созданы приборы для регистрации изменения объема концевых фаланг пальцев человека — плетизмографы. В датчике пальцевого плетизмографа (рис. 3, б) мембрана 1 выполняется из очень эластичного тонкого материала (например, из тонкой резины). Центр мембраны через штырь 2 связан со штырем механотрона 3, который укреплен в корпусе 4. Мембрана является одной из стенок резервуара 5, связанного манжетой 6 с пальцевой камерой 7 датчика. Резиновая прокладка 9 обеспечивает герметичное уплотнение при помещении концевой фаланги пальца 8 в камеру. Пульсовое колебание объема фаланги (у здорового человека оно составляет 40–50 мм³) вызывает изменение давления в резервуаре, в результате чего мембрана прогибается и перемещает штырь

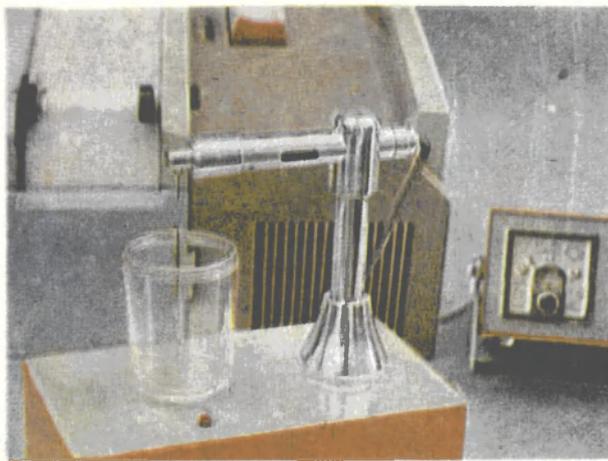
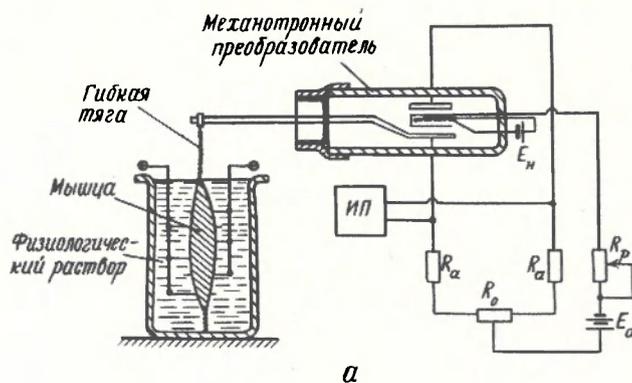


Рис. 2. Схема устройства для изучения сокращения изолированных мышечных объектов (а) и его внешний вид (б)

механотрона, с помощью которого регистрируется плетизмограмма — кривая изменения во времени объема концевых фаланг пальцев.

В плетизмографических датчиках хорошо зарекомендовали себя механотроны типов 6МХ1Б и 6МХ9Б, имеющие кинематические системы малой жесткости. Механотронные плетизмографы, обладающие достаточно высокой чувствительностью, позволяют регистрировать изменения объема концевой фаланги пальца с точностью до 0,01 мм³.

Большой практический интерес представляет механотронный манограф [3], предназначенный для плетизмографических измерений (окклюзионная плетизмография, определение тонуса вен и артерий и т.п.) и для регистрации объемной скорости дыхания (пневмография). Манограф содержит три измерительных канала, два из которых служат непосредственно для плетизмографических измерений, а третий — для пневмографии. Каждый канал снабжен механотронным датчиком, сигналы которого записываются на диаграммной ленте самопишущего гальванометра. Манограф имеет следующие технические характеристики:

- Максимальная чувствительность (на 1 мм диаграммной ленты):
- для 1-го и 2-го каналов, мм вод.ст./мм 0,1
- для 3-го канала, мм рт.ст./мм 1,5
- Пределы измерения:
- для 1-го и 2-го каналов, мм вод.ст. 0,1–60 (±20)
- для 3-го канала, мм рт.ст. 1,5–270 (±30)
- Погрешность измерения (при объемной калибровке), мм³ > 0,5 (+2%)

На рис. 3, а представлена схема механотронного датчика сфигмографа — прибора для графической регистрации пульсовых колебаний артерий и вен. Датчик состоит из механотронного преобразователя перемещений 1, укрепленного в корпусе 2, и легкого подвижного цилиндра 3 (пелота), который соединяется с корпусом датчика посредством двух тонких эластичных мембран 4. В нерабочем состоянии пелот датчика несколько выступает за мягкую резиновую воронку 5. Во время работы датчика его пелот прижимается к стенке сосуда, при этом мягкая воронка способствует устранению напряжения кожи мышечных тканей в области исследования. Пульсирующие перемещения стенок исследуемого сосуда передаются пелоту и фиксируются механотронным преобразователем. В качестве преобразователей в сфигмографах используют сверхминиатюрные механотроны 6МХ1Б и 6МХ2Б, имеющие диапазон измеряемых перемещений соответственно 0–140 и ±100 мкм.

Особенно эффективно применение механотронных сфигмографов для регистрации пульсовых колебаний крупных кровеносных сосудов, например сонной, лучевой и бедренной артерий. На рис. 4 приведена сфигмограмма сонной артерии, полученная с помощью механотронного сфигмодатчика с записью на быстродействующий самописец типа Н-327-3 (внешний вид сфигмографа представлен на рис. 5).

Следует отметить, что простые манометрические датчики на основе механотронных преобразователей перемещений имеют ряд недостатков, наиболее существенными из которых являются невысокая точность, обусловленная влиянием на показания датчика колебаний атмосферного давления,

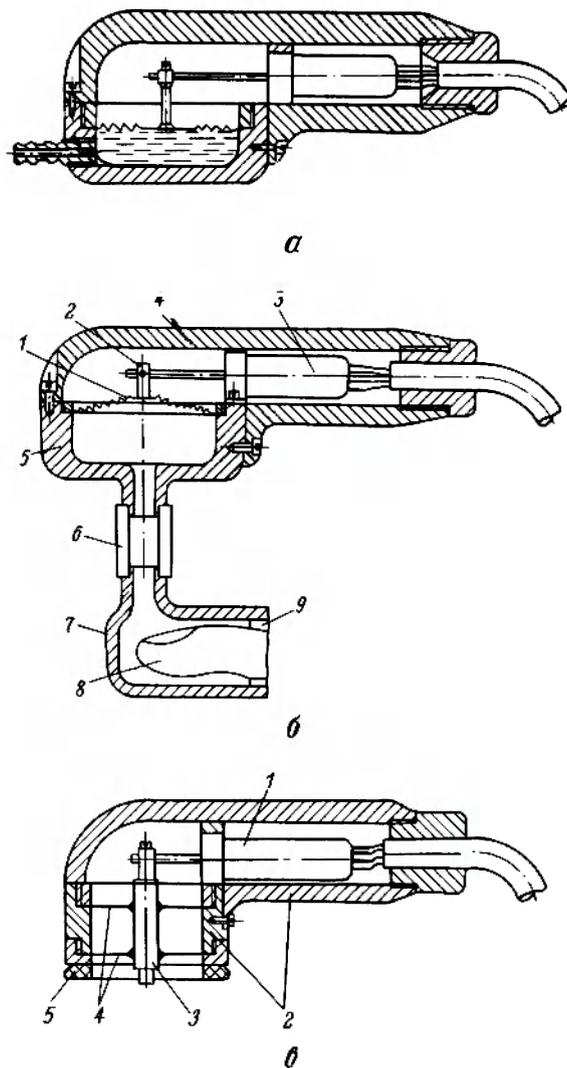


Рис. 3. Конструкции механотронных датчиков манометра для измерения кровяного давления (а), плетизмографа (б) и сфигмографа (в), разработанные на основе механотронных преобразователей перемещений

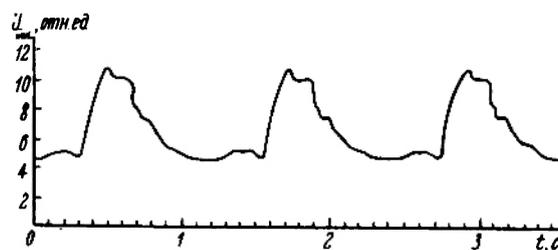


Рис. 4. Сфигмограмма сонной артерии человека

и сравнительно большие габариты (например, погрешность измерений датчика манометра ЭММ-1 составляет +5%, габариты $50 \times 70 \times 120$ мм³ и масса ~0,4 кг).

Эти недостатки отсутствуют в манометрах, использующих в качестве датчиков давления манотроны. Принципиальная конструкция и электрическая схема включения манотрона, разработанного специально для измерения артериального давления крови прямым способом, представлены на рис. 6, а. Измерительный резервуар 1 манотрона и его мембрана 2 выполнены из нержавеющей ста-

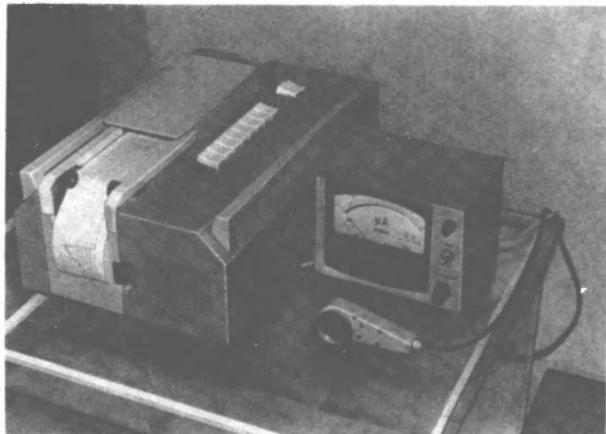


Рис. 5. Внешний вид сфигмографа

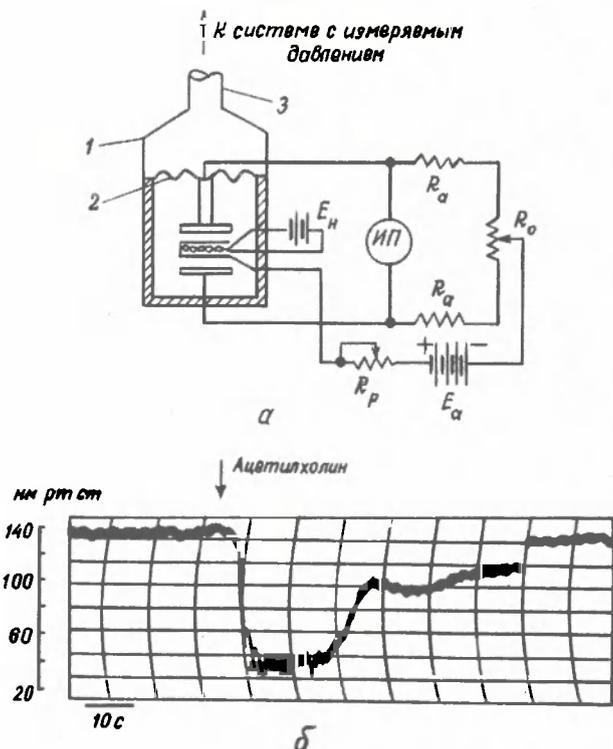


Рис. 6. Манотронный датчик артериального давления и схема его включения (а); зарегистрированное манотроном изменение артериального давления в бедренной артерии кошки под действием ацетилхолина (б)

ли. Соединение измерительного резервуара с кровеносным сосудом осуществляется с помощью штуцера 3. Манотронный манометр имеет следующие параметры:

Диапазоны измеряемых давлений, мм рт.ст. ... 0–300; 0–150 и 0–50	
Чувствительность по току к давлению, мкА/мм рт.ст.	≥ 5
Погрешность измерений, %	$\leq 1,5$
Габариты, мм	
наибольший диаметр	30
наибольшая длина (вместе с измерительным резервуаром)	80
Масса, г	≤ 50

На рис. 6, б представлена полученная с помощью манотрона диаграмма изменения артериального давления в бедренной артерии кошки под влиянием ацетилхолина (фармакологический эксперимент).

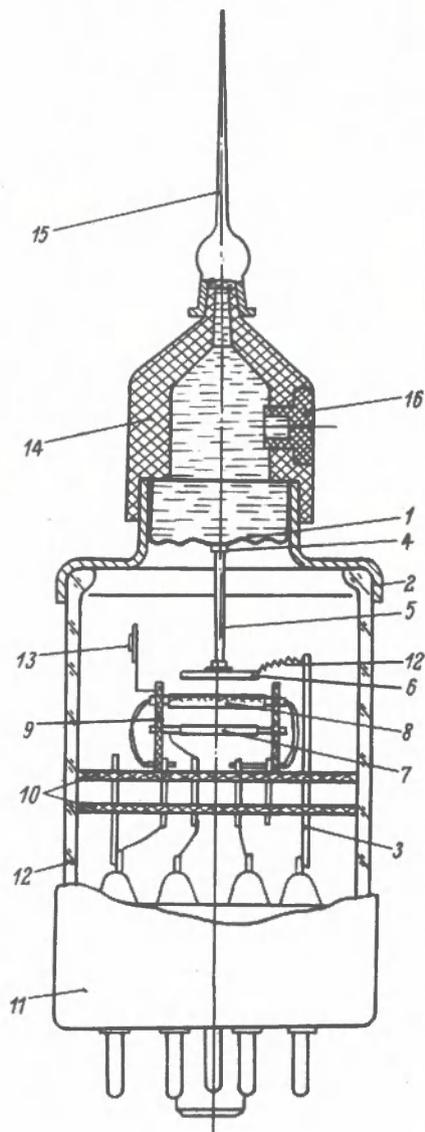


Рис. 7. Конструкция манотронного датчика внутриглазного давления: 1 – мембрана; 2 – фланец; 3 – траверза; 4 – жесткий центр мембраны; 5 – держатель подвижного анода; 6 – подвижный анод; 7 – неподвижный анод; 8 – катод; 9 – слюдяные экраны; 10 – опорные слюдяные диски; 11 – цоколь; 12 – вакуумированный баллон; 13 – газопоглотитель; 14 – измерительный резервуар; 15 – шприцевая игла; 16 – резиновая пробка

Манотрон может быть использован также в качестве датчика в приборе для измерения внутриглазного давления (рис. 7, 8) прямым способом. Необходимость в таком способе измерения возникает при проведении различных офтальмологических экспериментов, в клинических условиях (витреоректомия, факэмульсификация и т.п.), а также при контрольной тарировке тонометров — приборов для измерения внутриглазного давления косвенным методом (например, путем измерения величины деформации роговицы глаза под действием фиксированной нагрузки).

Рабочие диапазоны манотронного датчика внутриглазного давления 0–50 и 0–30 мм рт. ст. Остальные его технические характеристики аналогичны характеристикам манотронного датчика артериального давления, изображенного на рис. 6.

Серийно выпускаемые манотроны 6МДХ1Б и 6МДХ3Б используются физиологами для определения давления в плевральной полости и в дыхательных путях (физиология дыхания). Механотронные манометрические датчики успешно применяются также для измерения давления в полых органах, например в кишечнике, желудке, мочевом пузыре и пр.

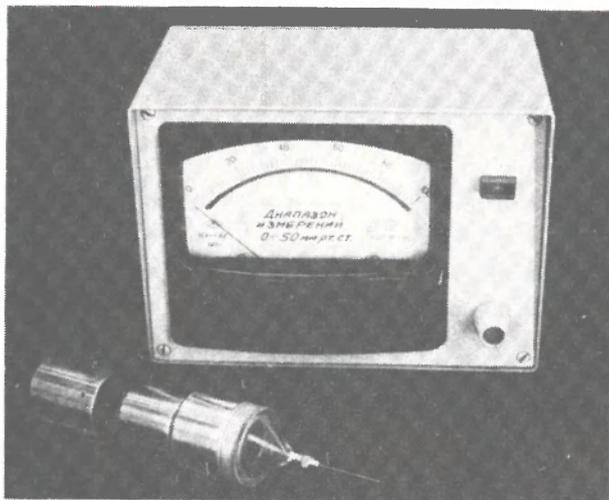


Рис. 8. Внешний вид прибора для измерения внутриглазного давления

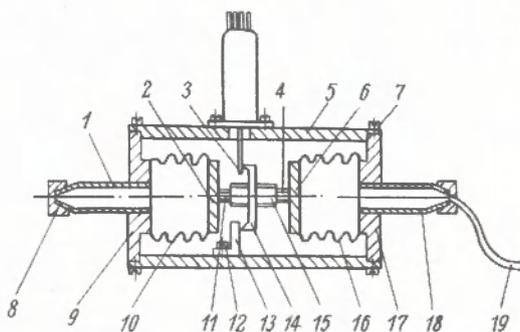


Рис. 9. Дифференциальный манометрический датчик цистоманографа; 1, 18 — штуцеры; 2, 6 — крышки; 3 — штырь; 4, 7, 11, 12 — винты; 5 — корпус; 8 — заглушка штуцера; 9, 17 — фланцы; 10, 16 — сильфоны; 13 — упор; 14 — гайка; 15 — втулка; 19 — катетер

В цистоманографе ЦМГ-1, предназначенном для измерения и регистрации давления жидкости в мочевом пузыре, применен дифференциальный манометрический датчик на основе механотрона 6МХ5С (рис. 9). Работа датчика основана на обычном для дифференциальных манометрических систем методе сравнения измеряемого давления в одном из баллонов с постоянным (эталонным) давлением во втором баллоне.

Цистоманограф ЦМГ-1, в состав которого входит самописец КСП-4, имеет следующие технические характеристики:

Диапазоны измеряемых давлений, Па	0–9,8 · 10 ⁴ 0–19,6 · 10 ⁴
Основная погрешность, %	≤ 2,5

Следует отметить, что показания дифференциального манометрического датчика так же, как и манотрона, не зависят от колебаний атмосферного давления.

Приведенные примеры далеко не исчерпывают возможных применений механотронов в биомедицинских приборах.

В дальнейшем представляется целесообразной разработка механотронных датчиков для определения степени эластичности биотканей и кровеносных сосудов, стоматологических динамометров, манотронов для измерения давления в венах и в мелких сосудах, механотронных датчиков тонометров для измерения внутриглазного давления косвенным способом и других механотронных преобразователей и устройств.

ЛИТЕРАТУРА

1. Берлин Г.С., Розентул С.А. Механотронные преобразователи и их применение. М., "Энергия", 1974.
2. Терехова Л.Г. Практические основы сфигмографии. Л., "Медицина", 1968.
3. Винокурский С.А., Амаева Л.А., Рабинович Н.И. Трехканальный манограф. — "Новости медицинского приборостроения", 1967, вып. 1.
4. Гнигтько Р.В., Изаков В.Я., Орлов Р.С. Установка для изучения связи возбуждения и сокращения клеток миокарда методом фиксации тока на мембране. — "Физиологический журнал", 1971, т. VII.
5. Круглов В.С. Исследование температурных характеристик сократимости миокарда. — В кн.: Клеточные механизмы регуляции сократимости миокарда. Свердловск, "Наука", 1974.
6. Чуб В.В. Действие поляризующего тока на мышцу матки. — "Педиатрия, акушерство и гинекология", 1972, № 3.
7. Бендоль Д.Ж. Мышцы, молекулы и движение. М., "Мир", 1970.
8. Podolsky R.J., Nolan A.C. Contractility of muscle cells and related processes prentice. — In: Hall. Englewood Cliffs. New Jersey, 1972.
9. Ундровинас А.И. Молекулярные механизмы сердечной недостаточности при ишемии миокарда. — "Кардиология", 1976, № 34.
10. Ундровинас А.И. Исследование связи между силой сокращения миокардиальных волокон желудочка сердца лягушки и процессами внутриклеточного транспорта энергии. — "Физиологический журнал", 1976, № 62.
11. Савин В.Ф., Рябинский В.С. Значение урофлоуметрии и прямой цистометрии в выявлении нарушений уродинамики у мужчин. — "Урология и нефрология", 1975, № 1.

Г. П. Матвеев, В. А. Папаев,
Л. Е. Федорищева, Л. П. Шубочкин

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СЕТЧАТКИ И ЗРИТЕЛЬНОГО НЕРВА

Прибор позволяет исследовать функциональное состояние сетчатки и зрительного нерва глаза с глубокими патологическими изменениями и имеет повышенную точность определения пороговой чувствительности.

УДК 615.471:617.7

Портативный прибор "Импульс-3" (рис. 1) представляет собой генератор импульсов постоянного тока, схема которого является модифицированной схемой стимулятора*. Блок-схема прибора приведена на рис. 2.



Рис. 1. Прибор "Импульс-3"

Частота колебаний задающего генератора, выполненного на однопереходном транзисторе КТ117А, может регулироваться в диапазоне 20–150 Гц. Длительность импульсов ждущего мультивибратора составляет 10 мс.

*Семеновская Е. Н. Электрофизиологические исследования в офтальмологии. М., Медгиз, 1963.

Коммутатор с частотой задающего генератора замыкает выход генератора постоянного тока на корпус. При разомкнутом транзисторе коммутатора постоянный ток поступает на электроды прибора. Генератор постоянного тока вырабатывает ток величиной 20–1000 мкА. Включение на выходе прибора генератора постоянного тока позволило избежать зависимости величины импульсного тока от изменения сопротивления в цепи электродов. Блок питания содержит силовой трансформатор, выпрямитель

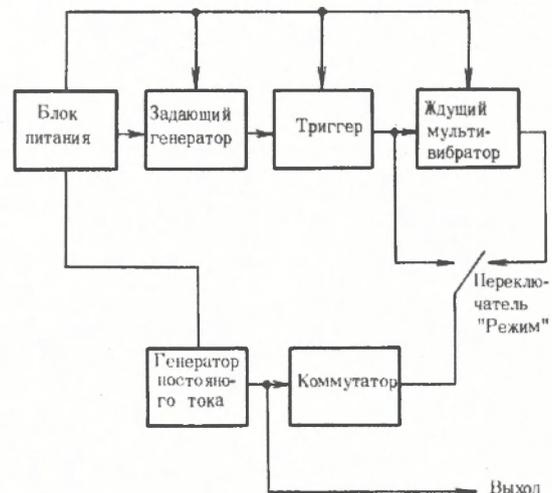


Рис. 2. Блок-схема прибора "Импульс-3"

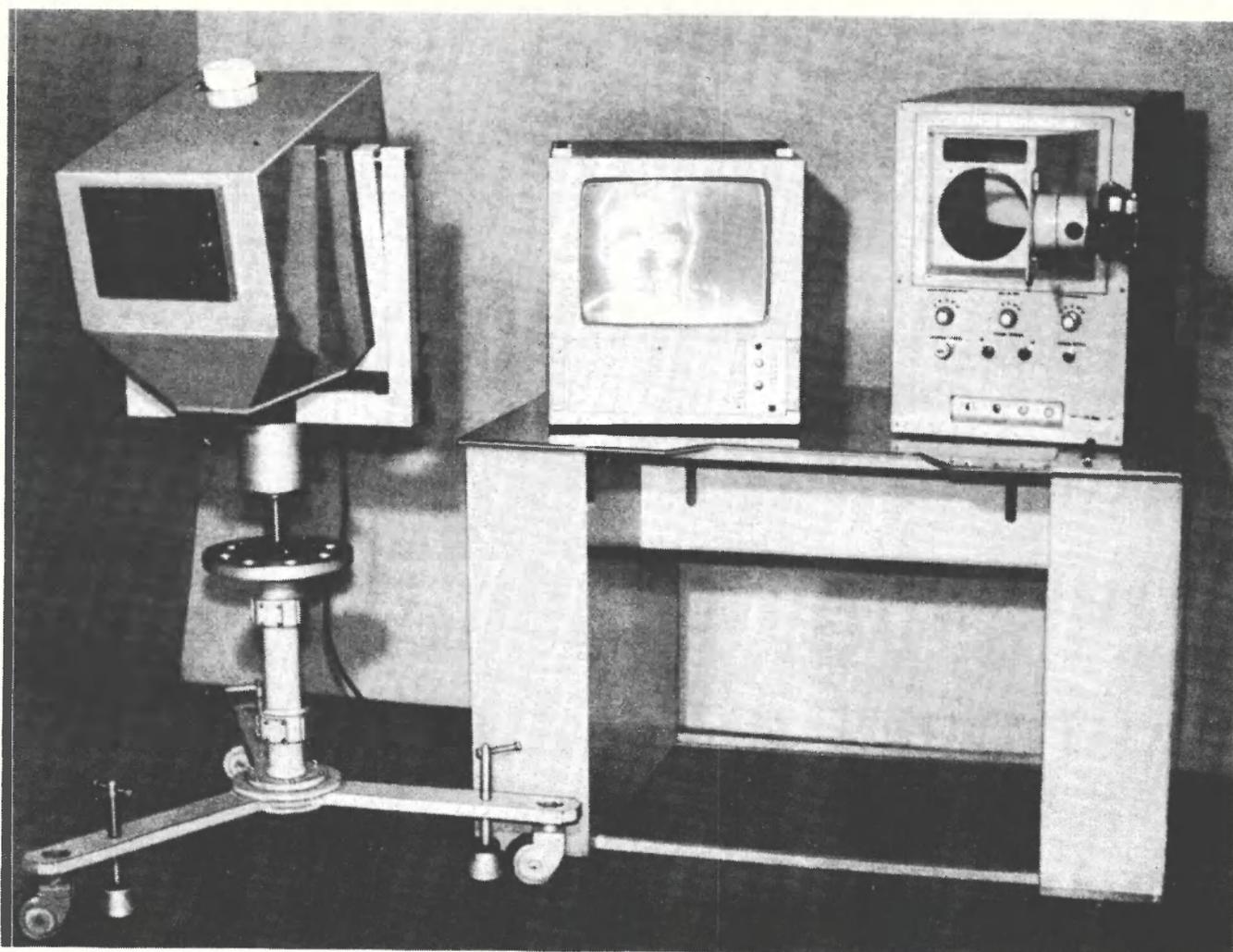
на четырех кремниевых диодах и емкостной фильтр. Он обеспечивает напряжение 15 В при токе до 0,1 А.

Электроды прибора выполнены в виде шариков из стали X18H10T; диаметр анода равен 5 мм, диаметр катода — 50 мм. Анод прикладывается к веку закрытого глаза, а катод сжимается в руке.

Органы управления прибора и измерительная головка, позволяющая контролировать величину тока на выходе прибора, расположены на его передней панели. Переключателем "Режим" выбирается нужный режим работы, ручками плавной регулировки устанавливаются необходимые частота импульсов и уровень величины тока. Так как все измерения проводятся в затемненном помещении, то в приборе предусмотрена подсветка шкал измерительной головки и ручки регулировки частоты импульсов.

Статья поступила 2 января 1979 г.

тепловизор АТШ-13



Предназначен для использования в медицинских исследованиях, связанных с анализом тепловых полей различных участков кожного покрова человека.

Может применяться при проведении массового профилактического обследования населения и в научных целях.

Обеспечивает малые геометрические искажения, высокую равномерность температурного и пространственного разрешения в пределах всего поля зрения, стабильность параметров.

Тепловизор состоит из приемной камеры, работающей по принципу оптико-механического сканирования исследуемого объекта, блока обработки и индикации, преобразователя в телестандарт и стандартной черно-белой и цветной телевизионной воспроизводящей аппаратуры.

ПРИЕМНАЯ КАМЕРА

Приемник InSb
Температурный диапазон от окружающей температуры до +50°C
Температурное разрешение на уровне 30°C, °C 0.2

Время формирования кадра, с 5
Число строк в кадре 250
Угол обзора, град 11x15
Угловое разрешение, мрад 0.9
Время непрерывной работы, ч 6-8

БЛОК ОБРАБОТКИ И ИНДИКАЦИИ

Предоставляет оператору возможность проводить разносторонний анализ теплового портрета с помощью минимального количества органов

управления. На экран могут выводиться для анализа дискретные температурные интервалы 1, 2, 5, 10 и 20° С. При этом возможна плавная регулировка начального температурного уровня. Величина выбранного температурного интервала отображается с помощью светодиодных индикаторов, а начальный уровень — с помощью линейного газоразрядного индикатора. На экране тепловизора можно наблюдать различные типы изображения: контур теплового объекта, силуэт (светлый фон и черный силуэт, внутри которого могут быть изотермы), теплопортрет и теплопортрет совместно с контуром либо силуэтом. Возможно также выделение на теплопортрете характерных областей излучения и наложение на него одновременно двух изотермических линий. Для отображения взаимного положения изотермических уровней и их ширины используется цифровая светодиодная шкала, что повышает точность определения разности температур между исследуемыми участками теплопортрета. Предусмотрена возможность установки защитного тубуса и фотоприставки, позволяющих проводить анализ и регистрацию данных в условиях, независимых от окружающего освещения.



ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ В ТЕЛЕСТАНДАРТ
Позволяет воспроизводить тепло-визионную информацию на экране стандартной телевизионной аппаратуры с частотой кадров 50 Гц и преобразовывать тепловизионное изображение в условное цветное. Возможно одновременное воспроизведение изображения на нескольких экранах, длительное его хранение и выдача на ЭВМ для дальнейшей обработки.

*Н. Д. Куртев,
С. С. Анцыферов,
А. В. Смирнов*

тепловизор АТШ-13

И. Ф. Воронков, В. К. Петров

УСТАНОВКА ДЛЯ ОЦЕНКИ МОЛЕКУЛЯРНЫХ МЕХАНИЗМОВ ФЕРМЕНТАТИВНЫХ РЕАКЦИЙ И ЛЕКАРСТВЕННОЙ РЕЦЕПЦИИ

Установка, созданная на основе гелий-неонового лазера, включает необходимые блоки для изучения молекулярных механизмов ферментативных реакций и лекарственной рецепции и обладает достаточным диапазоном мощности. Рекомендуется для исследований в областях биохимии, фармакологии, иммунологии, генетики, мембранологии, физической и коллоидной химии, химии биополимеров.

УДК 615.47:621.373.826

Изучение межмолекулярных взаимодействий в биологических системах, лежащее в основе решения многих проблем современной биологии и медицины, получает в последние годы новые методические возможности благодаря применению лазеров, ставших своеобразными инструментами исследования в цитологии и молекулярной биологии [1–3]. Наряду с применением лазерной Релей- и Раман-спектроскопии для оценки механизмов ферментативных реакций, влияния гормонов и лекарственных веществ на биологические мембраны межклеточного взаимодействия и т.д., перспективно использование модифицирующего действия монохроматического света высокой интенсивности на биомакромолекулы. Существующие экспериментальные данные позволяют обосновать принципиальную возможность направленного, обратимого или необратимого модифицирующего влияния лазерного излучения не только на специализированные элементы клетки (ферментативные, структурные и рецепторные белки, биологические мембраны), но и на отдельные их функционально активные группы или центры [4–6].

Эффективность модифицирующего действия луча лазера на биосистемы и, в частности на биомакромолекулы, зависит от ряда факторов: мощности, суммарной энергии, длины волны, режима генерации излучения и объекта исследования.

Для оценки взаимодействия высокомолекулярных соединений, имеющих пространственно сложную конформацию, высокую функциональную специфичность и находящихся в водной фазе, наиболее целесообразно использовать монохроматическое излучение в красной области спектра, поглощаемая энергия которого невелика и определяется временем воздействия на объект, однако достаточна для конформационных и функциональных изменений биомакромолекул [7]. С этой целью создана установка (рис. 1), в состав которой входят лазер непрерывного действия ЛГ-75 мощностью 25 мВт, преобразователь излучения, измеритель мощности, инкубационное устройство, устройство для измерения оптической плотности или флуоресценции инкубационной среды и регистрирующее устройство. Вращающийся барабан преобразователя излучения снабжен нейтральными фильтрами, ослабляющими мощность светового потока на 10, 20, 30, 40 и 50%. Дисковый прерыватель луча, вращающийся с изменяемой скоростью, дает возможность получать поток низкочастотных импульсов различной длительности. Световой поток отклоняется зеркалом в инкубационную кювету из кварцевого стекла, защищенную от посторонних засветок и световых потерь зеркальным кожухом. Кювета помещается в инкубационную камеру, термостатированную (в диапазоне температур 29–38°C) с точностью 0,1°C, которая снабжена магнитной мешалкой, системой подачи кислорода и установлена в измерительном устройстве. В качестве измерительного устройства используются модифицированные фотоэлектронный колориметр ФЭК-Н-57 или "БИАН" и измеритель флуоресценции ИФ-1, имеющий кассеты с наборами первичных и вторичных фильтров. На выход измерительного прибора подключается регистрирующее устройство ЭПП-09М или самописец

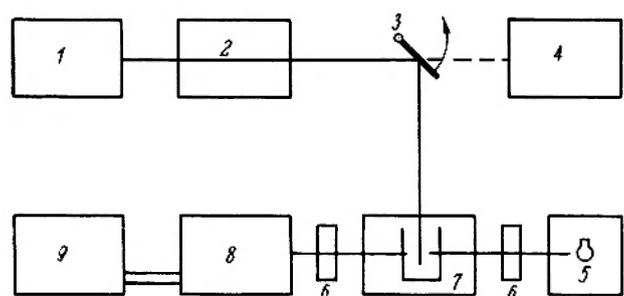


Рис. 1. Блок-схема установки на базе гелий-неонового лазера для изучения молекулярных механизмов ферментативных реакций и лекарственной рецепции: 1 – лазер ЛГ-75; 2 – преобразователь излучения; 3 – отклоняющее зеркало; 4 – измеритель мощности; 5 – источник света; 6 – фильтры; 7 – инкубационное устройство; 8 – устройство для измерения оптической плотности; 9 – регистрирующее устройство

"БИАН". Измерение мощности излучения в процессе работы проводится с помощью прибора ИМИ-ТК.

При проведении измерений оптической плотности или флуоресценции инкубационная камера автоматически освобождается от защитного кожуха. При работе в импульсном режиме отклонение светового потока и измерение исследуемых параметров объекта также происходят автоматически и совпадают с моментом перекрытия луча шторкой прерывателя. Суммарная энергия E_{Σ} облучения инкубируемого объекта светом гелий-неонового лазера, работающего в режиме непрерывного действия, при экспозиции 60 мин составляет 90–120 Дж, в режиме импульсной генерации — от 5 до 60 Дж.

Установка позволяет осуществлять модифицирующие воздействия в полном диапазоне конформационных превращений белковых макромолекул с учетом физико-химических и концентрационных характеристик исследуемых объектов.

Исследование динамики конформационных изменений (рис. 2) человеческого γ -глобулина, акцепторных белков поверхности мембран суспензии эритроцитов, сорбции катионного красителя (метиленовый синий) суспензией "теней" эритроцитов, динамики изменения энзиматической активности мембранных АТФаз и сывороточной лактатдегидрогеназы свидетельствует о наличии двух типов конформационных изменений — от минорных переходов до деструкции макромолекулы или ее фрагментов. Так, для γ -глобулина наблюдалось уменьшение интенсивности флуоресценции при суммарной энергии от 0,5 до 3 Дж ($\lambda = 353$ нм) и резкий сдвиг спектра флуоресценции в коротковолновую область при $E_{\Sigma} = 3-5$ Дж, $\lambda = 300$ нм,

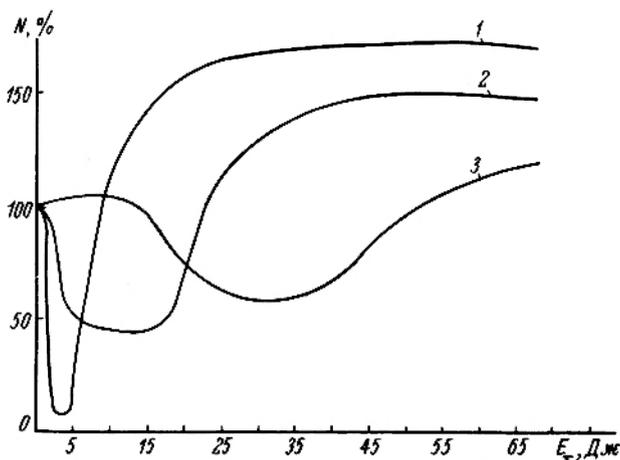


Рис. 2. Зависимость интенсивности флуоресценции и сорбции катионного красителя от величины поглощенной энергии излучения: 1 — γ -глобулина; 2 — акцепторных белков поверхности мембран суспензии эритроцитов; 3 — суспензий "теней" эритроцитов

что свидетельствует об "энергизации" структуры биомacroмолекулы и изменении водного окружения триптофановых остатков. Аналогичная динамика конформационных переходов в диапазоне E_{Σ} от 2 до 20 Дж наблюдалась для белков поверхностного слоя мембран эритроцитов и гемоглобина [8], а в диапазоне 20–45 Дж — в отношении минорных переходов, сопровождающихся уменьшением количества ориентированных к водному окружению COO — групп аспарагиновой и глутаминовой кислот [9].

Дальнейшее увеличение E_{Σ} для каждого исследованного объекта приводило к росту флуоресценции в результате фрагментации молекулы γ -глобулина и необратимым изменениям пространственной структуры макромолекул.

Ступенчатый характер конформационных переходов белков, находящихся в водной фазе или в составе жидкокристаллических структур биомембран и неравномерность распределения поглощенной энергии в гетерогенной системе при влиянии лазерного излучения обусловили необходимость включения в состав установки импульсного преобразователя. Изменением режима генерации излучения достигается оптимальное соотношение между работой блока инкубации (перемешивание и оксигенация биологического материала) и величиной поглощенной дозы.

Возможность вызывать с помощью лазера направленные изменения пространственной структуры биомacroмолекул была выявлена также в отношении ферментов Na/K-АТФазы и лактатдегидрогеназы (ЛДГ). Установлено, что АТФазная активность необратимо ингибируется, начиная с $E_{\Sigma} = 80$ Дж, в то время как активность ЛДГ при $E_{\Sigma} = 2$ Дж обратимо уменьшается на 30%.

Изучение кинетики ферментативных реакций и влияния лекарственных веществ на энзиматическую активность модифицированных или немодифицированных излучением молекул ферментов позволило установить, что необратимые изменения активности АТФазы касаются ее каталитической части, в то время как изменения молекулы ЛДГ обусловлены структурными перестройками апофермента. Модифицированная молекула ЛДГ не реагирует на введение в инкубационный раствор лекарственных веществ-модуляторов ее активности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рубин Л.Б. Об использовании лазеров в биологических исследованиях. — "Успехи современной биологии", 1969, вып. 2.
2. Anders A. Dye-laser spectroscopy of biomolecules. — "Laser Focus", 1977, vol. 13, N 2.

3. Eichler J., Lenz H. Laser applications in medicine and biology. — "Appl. optics", 1977, vol. 16, N 1.
4. Igelman J.M., Rotte T.C., Schecter E., Blaney D.J. Exposure of enzyme to laser radiation. — "Ann. N. Y. Acad. Sci.", 1965. vol. 122, N 2.
5. Grossman Z. Effect of laser radiation on different cell structures. — "Sbornik Ved. Praci", 1976, vol. 19, N 3—4.
6. Klein E., Fine S., Ambrus J. Interaction of laser radiation with biologic system III. Studies on biologic systems in Vitro. — "Fed. Proc.," 1965, vol. 24, N 1.
7. Беклемишев И.Б. Фотопроцессы в биологических системах-В кн.: Биологические науки. Вып. 10. Алма-Ата, Каз.ГУ, 1976.
8. Sawicki Ch. A., Gibson Q.H. Quaternary conformational changes in human oxyhemoglobin studies by laser photolysis. — "J. biol. Chem.," 1977. vol. 252, N 16.
9. Левин С.В. Структурные изменения клеточных мембран. Л., "Наука", 1976.

Статья поступила 22 декабря 1978 г.



Рис.1. Доплеровский ультразвуковой сигнализатор скорости кровотока

В.А.Журавлев, А.Н.Моисеенко

ДОПЛЕРОВСКИЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ СИГНАЛИЗАТОР СКОРОСТИ КРОВОТОКА

Сигнализатор, выполненный по гибридно-пленочной технологии, позволяет оценить скорость кровотока по среднеквадратичному значению частоты доплеровского спектра. Прибор имеет приемлемые для практики габаритно-весовые характеристики.

УДК 615.471.616—073.176.7:616.1

Сигнализатор скорости кровотока (рис.1) является прибором, относящимся к сигнализаторам критического состояния. Он применяется, например, для определения скорости кровотока в артерио-венозном шунте у больных, страдающих хронической почечной недостаточностью. Необходимость малых габаритов носимого прибора индивидуального пользования определила выбор конструкторско-технологического и схмотехнического подхода к его реализации.

В состав доплеровского сигнализатора скорости кровотока входят датчик — первичный преобразователь информации, устройство обработки и устройство сигнализации.

Техническая характеристика

Диапазон измерения скорости кровотока, мл/мин	30—500
Рабочая частота, МГц	5,5
Погрешность срабатывания сигнализатора, %	±10
Погрешность контроля напряжения питания, %	±3
Частота сигнализации, Гц	1000
Потребляемая мощность, мВт	≤10
Масса, г	70

Ультразвуковой преобразователь, изготовленный из пьезокерамики ЦТС-19, работает в совмещенном режиме приема-передачи, что позволяет упростить конструкцию датчика. Блок-схема датчика и типичная частотная характеристика нагруженного пьезопреобразователя приведены на рис. 2 и 3. Наличие демпфера и возможность изменять степень демпфирования с помощью прижимного винта позволяют повысить эффективность работы пьезопреобразователя.



Рис.2. Блок-схема сигнализатора

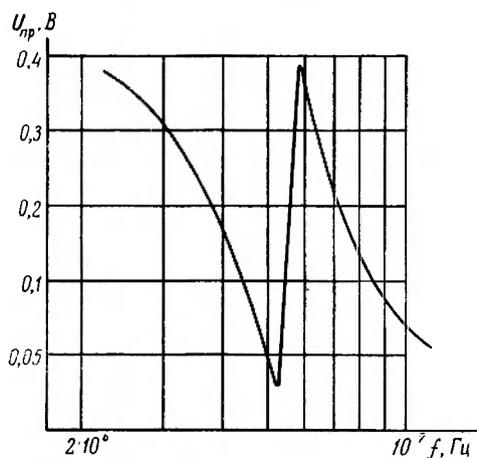


Рис.3. Типичная характеристика нагруженного ультразвукового преобразователя

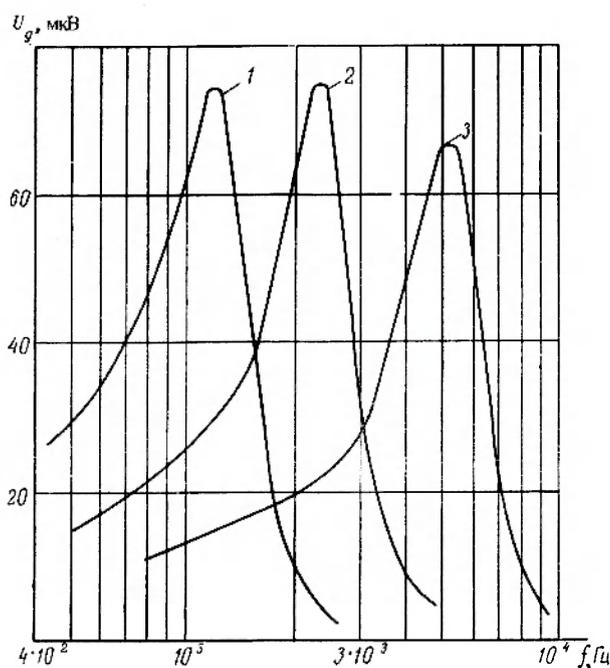


Рис.4. Доплеровский спектр сигнала при скорости потока имитирующей жидкости: 1 — 100 мл/мин; 2 — 200 мл/мин; 3 — 400 мл/мин

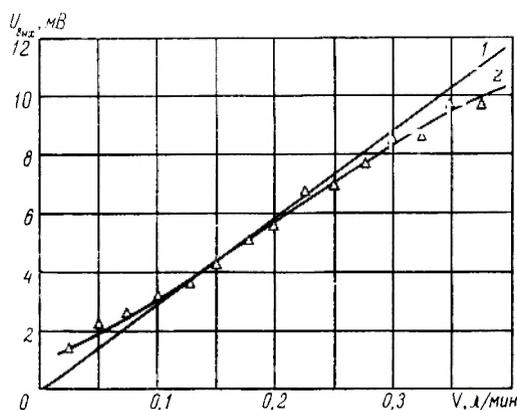


Рис.5. Выходная характеристика первичного преобразователя сигнала: 1 — расчетная; 2 — экспериментальная

Доплеровский сигнал в случае ультразвуковой локации сосуда представляет собой спектр частот и содержит информацию о профиле скоростей и законе распределения эритроцитов в сечении сосуда [1, 2]. Приведенные на рис.4 спектры доплеровских частот получены для трех скоростей потока имитирующей жидкости при установке датчика под углом 45° по отношению к оси сосуда. Оценку доплеровского спектра можно производить по центральной частоте или средневладратичному значению частоты спектра. С наименьшими аппаратными затратами реализуется оценка доплеровского спектра по средневладратичному значению. В сигнализаторе оценка средневладратичного значения частоты производится путем подсчета числа переходов через ноль измеряемого сигнала.

Принцип работы прибора следующий. Ультразвуковой генератор, работающий в непрерывном режиме, возбуждает датчик. Сигнал от генератора, смешанный с отраженным от эритроцитов сигналом, имеющим доплеровский сдвиг, поступает на детектор и фильтр низкой частоты. Выделенное напряжение усиливается и с помощью порогового элемента фиксируются переходы через ноль измеряемого сигнала. Синхронно с переходами через ноль формируются однополярные эталонные импульсы стандартной амплитуды и длительности. Среднее значение напряжения этой импульсной последовательности пропорционально средневладратичному значению частоты доплеровского спектра. На рис.5 представлена расчетная и экспериментально полученная зависимость между напряжением на выходе первичного преобразователя и скоростью кровотока. Усиленный сигнал, пропорциональный средневладратичному значению частоты доплеровского спектра, сравнивается с эталонным напряжением с помощью схемы сравнения. В случае уменьшения величины кровотока ниже некоторого, устанавливаемого заранее, критического уровня запускается схема формирования сигнала звукового предупреждения, которая вырабатывает прерывистый сигнал звуковой частоты. При уменьшении напряжения автономного источника питания ниже допустимой нормы схема формирования сигнала предупреждения переводится в режим непрерывной звуковой сигнализации.

Конструктивно доплеровский ультразвуковой сигнализатор скорости кровотока выполнен на гибридных микросборках с применением стандартной бескорпусной элементной базы с общей герметизацией.

Экспериментальные кривые спектрального распределения доплеровского сигнала получены на лабораторной тарировочной установке при исполь-

зовании в качестве имитирующей жидкости взвеси крахмала в смеси воды с глицерином.

Малогабаритные автономные источники питания, наличие контроля и сигнализации их допустимого заряда делают удобным применение прибора для индивидуального пользования.

ЛИТЕРАТУРА

1. Atkinson P.A fundamental interpretation of ultrasonic Doppler velocimeters. - "Ultrasound in med. and Biol.", 1976, vol.2.

2. Канторович Э.Г., Сеньковский А.С. Исследование информативности доплеровского сигнала от стационарного и пульсирующего режимов потоков крови при ультразвуковой локализации сосудов. - "Вопросы радиоэлектроники. Сер. общетехническая", 1974, вып.15.

Статья поступила 2 марта 1979 г.

А.Г.Алекса, В.Н.Горошко, В.Н.Зимин,
М.Г.Мазур, Т.А.Свидзинская

**МИНИАТЮРНЫЙ
ПЕРВИЧНЫЙ
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ
ДАВЛЕНИЯ ДЛЯ
ИССЛЕДОВАНИЙ
ВЕРХНЕГО ОТДЕЛА
ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО
ТРАКТА**

Малые габариты, высокая чувствительность и малое время срабатывания позволяют использовать первичный преобразователь давления для измерения механических величин при исследовании сердечно-сосудистой, мочеполовой и других физиологических систем человека.

УДК 615.471:616-073.7:616.33

Одним из важнейших параметров функционального состояния желудочно-кишечного тракта (наряду с кислотностью и температурой) является внутриполостное давление, результаты измерения которого позволяют оценить моторно-эвакуаторную функцию желудка и диагностировать заболевание. Примером могут служить значительные нарушения моторной функции желудка, обнаруживаемые у больных дуоденальной язвой [1].

Для исследования внутриполостного давления верхнего отдела желудочно-кишечного тракта разработан миниатюрный (диаметр 0,2 мм) первичный преобразователь (ПП) давления [2]. Входящий в конструкцию ПП (рис. 1) чувствительный к давлению элемент — тензопреобразователь [3] — изготовлен методом полупроводниковой микроэлектронной технологии на базе структур кремния на профилированном сапфире. Основание датчика выполнено из пресс-материала, в который запрессованы медные выводы диаметром 0,035 см.

Преобразователи монтируются вместе с датчиками кислотности и температуры в каждое из четырех сечений медицинского зонда на расстоянии 15 см друг от друга и герметизируются компаундом.

Электрическая схема ПП (рис. 2) представляет собой полный тензометрический мост, выполненный из пленочных тензорезисторов ($R_1 - R_4$) с навесным сопротивлением R_5 , устанавливаемым в разъем зонда.

Принцип работы преобразователя заключается в том, что при подаче на одну из диагоналей моста постоянного напряжения на другой диагонали возникает разность потенциалов. При воздействии механической нагрузки, которая возникает вследствие разности внутриполостного и атмосферного давлений, величины сопротивлений R_1 и R_3 увеличиваются, а R_2 и R_4 уменьшаются, что обеспечивает максимальный разбаланс моста. Величина выходного

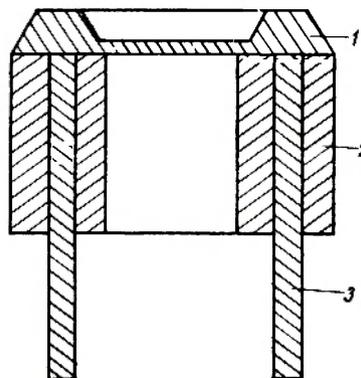


Рис. 1. Конструкция датчика первичного преобразователя давления: 1 — тензопреобразователь; 2 — основание; 3 — выводы

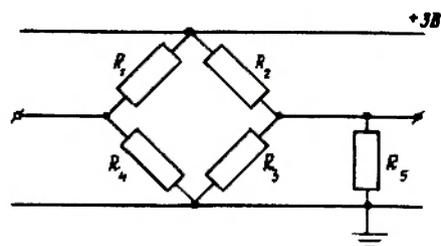


Рис. 2. Электрическая схема первичного преобразователя давления

электрического сигнала линейно зависит от разностного давления на мембране тензопреобразователя.

Преобразователь имеет следующие технические характеристики:

Диапазон измеряемых давлений, Па	0–33000
Чувствительность, мкВ/Па	0,07–0,37
Нелинейность, %	≤ 1
Расчетная собственная частота мембраны, МГц	– 0,3
Напряжение питания, В	3

Клинический опыт использования ПП в медицинском зонде показал, что с его помощью возможна одномоментная продолжительная регистрация динамических изменений давления на четырех уровнях желудочно-кишечного тракта. На рис. 3 приведены некоторые гастрограммы моторной активности, полученные от ПП на регистрирующем устройстве биотелеметрического комплекса.

Одновременная регистрация на этих же уровнях изменения кислотности может иметь решающее

значение для диагностики, понимания некоторых моментов патогенеза, а возможно, и для прогноза некоторых заболеваний желудка и двенадцатиперстной кишки. В частности, применение преобразователя давления в составе биотелеметрического гастроэнтерологического комплекса позволяет выявить изменения перистальтики желудка, связанные с изменением уровня кислотности. Так, у больных с высокой кислотностью желудочного сока отмечена почти постоянная активная перистальтика с низкими частыми волнами, а у больных с низкой кислотностью на гастрограммах встречаются отдельные высокие пики. В период обострения язвенной болезни наблюдается длительная активная перистальтика натошак (см. рис. 3, *г*).

Миниатюрность ПП и достаточно хорошие метрологические характеристики позволяют использовать этот прибор для измерения механических величин при исследовании сердечно-сосудистой, мочеполовой и других физиологических систем организма.

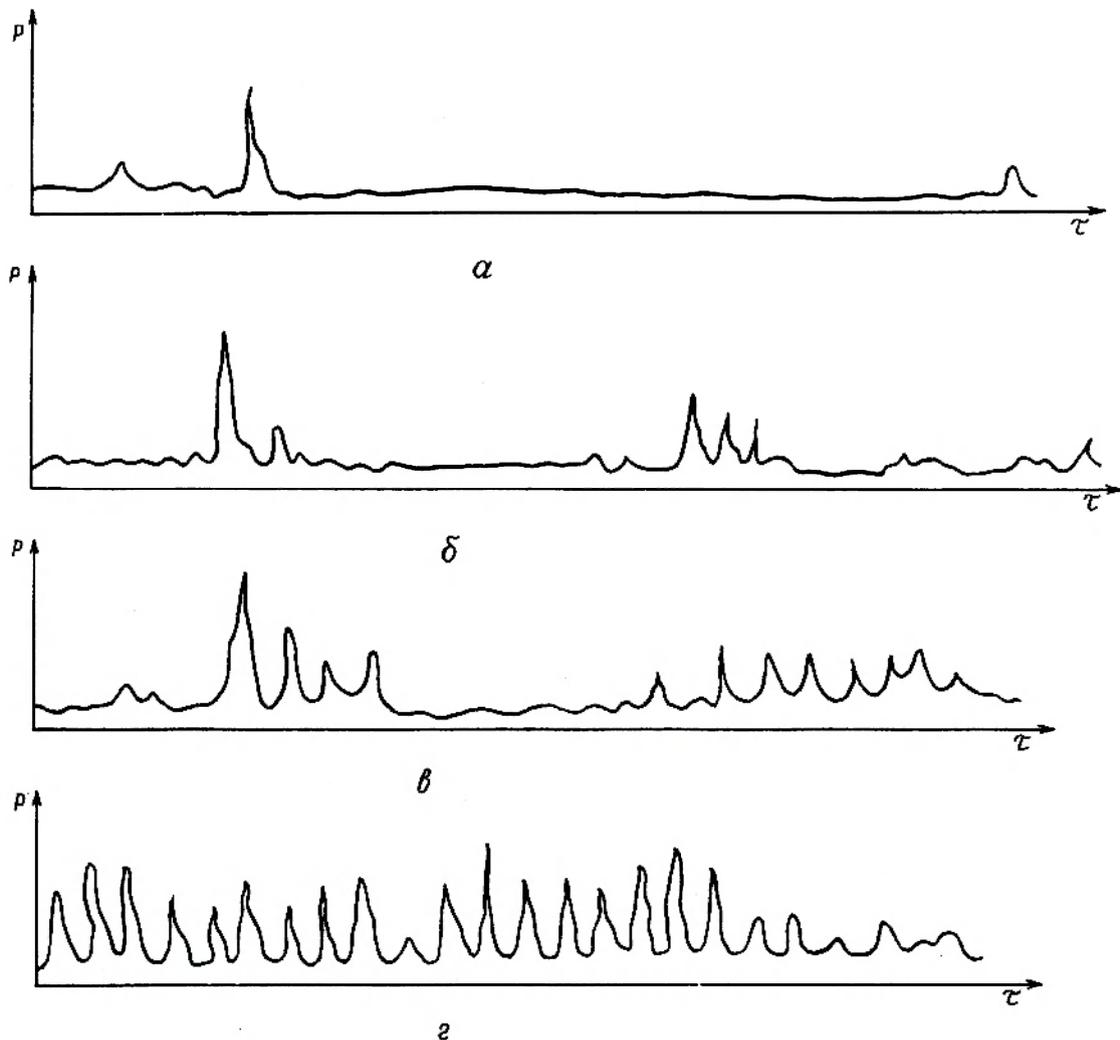


Рис. 3. Гастрограммы моторной активности при размещении ПП давления в пищеводе (*а*), корпусе желудка (*б*), пилорической части желудка (*в*) и двенадцатиперстной кишке (*г*)

ЛИТЕРАТУРА

1. Бабский Е.Б., Сорин А.М., Давыдов С.И. Приборы эндорадиозондирования. Основы конструирования. Техника применения. М., "Наука", 1975.
2. Алекса А.Г. и др. Миниатюрный первичный преобразователь давления для гастроэтерологических исследований. – В кн.: Тезисы докладов V Всесоюзной конференции 24–27 окт. 1978 "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1978.
3. Алекса А.Г. и др. Микроминиатюрный биомедицинский тензопреобразователь. – "Электронная техника", 1976 г. Вып. 2 (6).

Статья поступила 2 марта 1979 г.

Э.И. Дворянская, А.И. Миллер

МАЛОГАБАРИТНЫЕ рН-МЕТРЫ С АВТОНОМНЫМ ПИТАНИЕМ ДЛЯ ЖЕЛУДОЧНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Использование интегральных схем при разработке медицинских рН-метров для желудочной диагностики позволило создать устройства с автономным питанием, в том числе миниатюрные приборы для обследования больных во внеклинических условиях.

УДК 615.471:616–073.7:616.33

Обычно используемый метод отсасывания и титрования соляной кислоты желудочного сока не обеспечивает ранней диагностики таких широко распространенных заболеваний желудка, как хронический гастрит, язвенная болезнь, рак.

Метод внутрижелудочной рН-метрии дает возможность получить объективную информацию о кислотообразующей и кислотонейтрализующей функциях желудка, определить не только величину концентрации водородных ионов, но и оценить ее изменение во времени, при воздействии различных раздражителей и т.д. [1].

Для одновременной регистрации рН в различных отделах пищеварительного тракта (пищевод, корпус и антрум желудка) достаточно ввести в него зонд с несколькими датчиками, которые служат первичными преобразователями величины концентрации водородных ионов в химическую ЭДС [2]. Если в

качестве датчиков применяются сурьмяно-колумбевые электроды с чувствительностью 60–70 мВ/ед. рН, то величина напряжения преобразования достаточно, чтобы измерить ее непосредственно милливольтметром, имеющим большое входное сопротивление (выходное сопротивление датчика составляет сотни килоом). Поскольку интегральная схема истокового повторителя может обеспечить входное сопротивление больше 10 МОм, то она положена в основу вторичного преобразователя сигнала, который не только согласует внутренние сопротивления рН-зонда и регистрирующего прибора, но и обеспечивает при малом дрейфе нулевого уровня сигнала стабильный коэффициент передачи, т.е. высокую линейность преобразования.

Конструктивное исполнение рН-метров различно в зависимости от назначения и условий эксплуатации: рН-метр для одновременного обследования восьми пациентов (функциональная схема приведена на рис.1) конструктивно представляет собой малогабаритный прибор лабораторного типа с авто-



Рис.1. Функциональная схема рН-метра для массового обследования больных



Рис.2. Функциональная схема рН-метра для индивидуального обследования больного

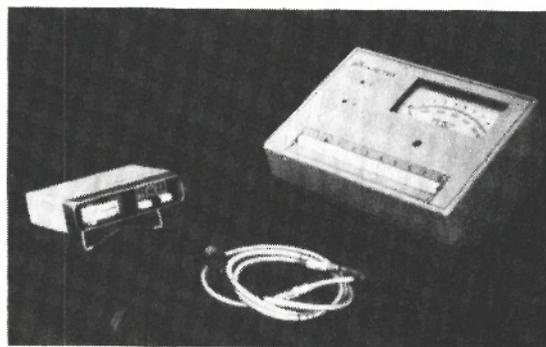


Рис.3. рН-метры для индивидуального и массового обследования

матическим переключением каналов измерения; портативный рН-метр для индивидуального обследования пациента во внестационарных условиях (функциональная схема приведена на рис. 2) выполнен в виде карманного прибора с габаритами 85x25x110 мм и массой 350 г, что позволяет использовать его в походно-полевых условиях, на машинах "Скорой помощи" и т. д.

Оба прибора (рис. 3) работают на аккумуляторах типа Д-0,25 с периодической подзарядкой. Время непрерывной работы лабораторного рН-метра — 16 ч, портативного — 50 ч. Диапазон измерения 1—9 ед. рН с погрешностью $\pm 0,35$ ед. рН.

Погрешность измерения приборов в основном определяется погрешностью рН-зонда ($\pm 0,25$ ед. рН).

Лабораторный и портативный рН-метры разработаны на современной элементной базе с учетом требований технической эстетики. Трудоемкость изготовления приборов невелика, поскольку конструкция их несложна и технологична.

Простота и надежность разработанных приборов в сочетании с невысокой стоимостью открывают перспективы их массового производства с целью профилактического обследования населения.

ЛИТЕРАТУРА

1. К а л ю ж н ы й В.Н., Н о в о с е л е ц С.А. Комплекс аппаратуры для исследования желудочной секреции. — "Электронная пром-сть", 1976, вып. 4.
2. Л и н а р Е.Ю. Ацидометр желудка для массового обследования желудочных больных. Рига, 1974.

Статья поступила 12 мая 1978 г.

А. Г. Алекса, В. И. Брызгов,
Е. В. Годовицын, Т. В. Дешева,
Л. Ф. Цурканов, В. Н. Корнеев, П. Т. Смирнов,

МИНИАТЮРНЫЙ СТЕКЛЯННЫЙ ЭЛЕКТРОД ДЛЯ рН-МЕТРИИ

Малые размеры и высокая точность измерения рН позволяют эффективно использовать миниатюрный стеклянный электрод при диагностике желудочно-кишечных заболеваний.

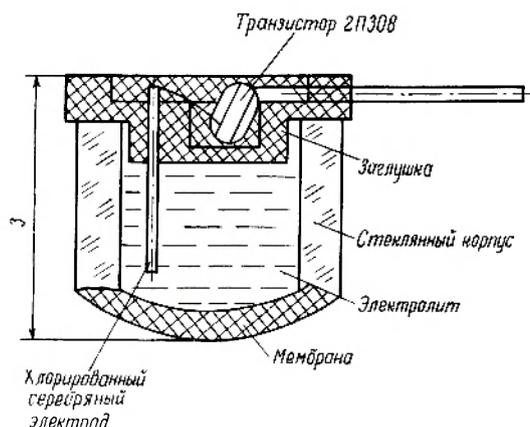
УДК 615.47:621.398:616.33

Миниатюрные датчики кислотности необходимы главным образом для получения оценки функционального состояния желудочно-кишечного тракта и

диагностики его заболеваний. Они входят в состав радиокапсул [1] и зондов [2]. Обычно в этих устройствах применяются сурьмяные индикаторные электроды. Однако погрешность измерений при их использовании составляет $\pm(0,3-0,5)$ ед. рН.

Повышение точности измерений может быть достигнуто с помощью стеклянного электрода [3]. Но исследования таких электродов, имеющих высоту и диаметр 3 мм, показали, что они не обеспечивают стабильную крутизну преобразования и сохраняют работоспособность лишь в течение нескольких суток. Это объясняется большим сопротивлением мембраны (100—1000 МОм) и связано, по-видимому, с адсорбцией влаги на поверхности электрода, что вызывает значительные поверхностные утечки.

В миниатюрном стеклянном электроде, конструкция которого показана на рисунке, этот недостаток устранен благодаря введению в электрод бескорпусного полевого транзистора типа 2П308, токи утечки затвора которого, как правило, меньше $5 \cdot 10^{-11}$ А. При этом поверхностное сопротивление корпуса датчика шунтирует мембрану, что резко снижает выходное сопротивление электрода и увеличивает его помехозащищенность. Кроме того, в конструкцию датчика введены и другие новшества. Так, при его изготовлении использованы стекла NaLa 2705 для электрода и 23KZ для корпуса, которые надежно спаиваются друг с другом. Заглушка датчика изготовлена из компаунда на основе модифицированной эпоксикремнийорганической смолы Т-111, не имеющего усадки при полимеризации, достаточно эластичного и отвечающего требованиям, предъявляемым к материалу этой важной части стеклянного электрода: обеспечивать защиту рН-электрода от влияния электролита, его



Электрод для рН-метрии

высокую поверхностную электрическую изоляцию, защиту бескорпусного транзистора от светового излучения, а также сохранять объем электролита внутри электрода. Изготовленные из компаунда заглушки имеют высокую вакуумную прочность, гидрофобны и нетоксичны. Для улучшения адгезионных свойств этого материала в него введен продукт АГМ-9, а для защиты транзистора от излучений — железоокисный пигмент. Сопротивление поверхностной утечки электродов превышает $2 \cdot 10^{12}$ Ом и не изменяется в течение нескольких месяцев после погружения в раствор 0,1 N соляной кислоты.

Электрические параметры стеклянного электрода во многом определяются характеристиками применяемого транзистора, работающего в качестве истокового повторителя. Коэффициент передачи по току транзистора равен 0,8. Поэтому крутизна преобразования электрода лежит в пределах 40–45 мВ/ед.рН.

Зависимость коэффициента передачи повторителя от сопротивления мембраны, параметров транзистора и сопротивления утечки самого электрода вносит основную долю в погрешность измерения величины рН, поэтому перед измерением проводится калибровка электрода по буферным растворам. Стабильность электрода может быть значительно улучшена путем использования стабильных бескорпусных МОП-транзисторов с токами утечки менее 10^{-14} А, сформированных на кристалле, размеры которого не превышают $0,7 \times 0,7$ мм.

Температурный дрейф электрода определяется в основном температурным дрейфом транзистора и составляет 2–3 мВ/°С. Однако термокомпенсация, как правило, не требуется, поскольку колебания температуры в условиях эксплуатации незначительны. Но в случае необходимости термокомпенсация может быть осуществлена схемотехническим путем с помощью полевых транзисторов с *p-n* переходом, имеющих на характеристике термостабильную точку.

Линейность крутизны преобразователя электрода в диапазоне 1–9 ед. рН определяется линейностью зависимости э.д.с. мембраны от величины рН и линейностью коэффициента передачи повторителя. На практике учет степени влияния этих факторов затруднен. Результаты измерения линейности преобразования электрода по пяти буферным растворам с математической обработкой по методу наименьших квадратов на ЭВМ ЕС 1020 свидетельствуют о том, что этот показатель не превышает 1,3%.

Разработанные электроды выдержали испытания на термоциклирование (5 циклов) в диапазоне

температур от 0 до 50°С, а их клинические испытания в составе желудочно-кишечного зонда показали, что точность измерений рН у них не хуже $\pm 0,1$ ед.рН.

Низкое выходное сопротивление электродов для регистрации сигнала позволяет отказаться от громоздких рН-метров с усилителями. Поэтому разработанные электроды могут найти широкое применение в физико-химических измерениях, особенно в тех случаях, когда имеются ограничения по массе или объему аппаратуры.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бабский Е.Б., Сорин А.И., Давыдов С.Н. Приборы эндорадиозондирования. М., "Наука", 1975.
2. Лея Ю.Я., Берзиньш П.Я. Зонд для исследования желудочно-кашечного тракта. Авт. свид. № 272477. — "БИ" 1970, №19.
3. Патент Великобритании № 1158429, класс G03 C 3/30.

Статья поступила 5 мая 1978 г.

В. А. Агейчев, И. В. Бабкова, А. А. Гринберг,
Ю. М. Панцырев, Л. Ф. Столярова, С. А. Чернякевич

ВНУТРИПОЛОСТНАЯ рН-МЕТРИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 615.471:616-073.178:616.33

В общей структуре заболеваемости населения одно из ведущих мест занимают болезни органов пищеварения, причем количество заболеваний основными из них — хроническим гастритом, язвенной болезнью желудка и двенадцатиперстной кишки — не имеет тенденции к снижению. Последняя, по данным статистики ряда стран, нередко сопровождается тяжелыми осложнениями.

Вопросы своевременности и адекватности лечения язвенной болезни и гастрита связаны с проблемами функциональной диагностики, позволяющей оценить индивидуальные клинические характери-

стики заболевания, уточнить механизм его развития у конкретного больного, что в конечном итоге дает возможность определить лечебную тактику и прогноз.

Поскольку при ряде заболеваний желудка и двенадцатиперстной кишки чаще всего нарушается секреторная функция желудка, то исследование желудочного сокоотделения является, как правило, первым этапом диагностики.

Принципиально новым методом исследования секреторной функции желудка служит электрометрическое определение концентрации водородных ионов – внутрижелудочная рН-метрия, реализация которой стала возможной благодаря разработке специальных рН-зондов.

Использование этих приборов и на их основе комплекса аппаратуры для различных методик рН-метрии расширило возможности изучения функций желудка и выявило ряд преимуществ указанного метода перед традиционным аспирационным. рН-метрия отличается большой физиологичностью, информативностью, точностью, позволяет изучать секреторный процесс в пищеварительном органе под воздействием стандартизованного раздражителя непрерывно в течение заданного времени и в строго определенных точках, при этом регистрируемые датчиком показатели концентрации водородных ионов отражают "истинную" кислотность, а не усредненную реакцию среды, установившуюся после перемешивания пищеварительных соков. Особенно ценную информацию одновременно из различных отделов функционирующего органа дает многоканальная рН-метрия. Комбинированная рН-метрия (в сочетании с одновременной регистрацией давления в различных отделах пищевода, желудка или двенадцатиперстной кишки) характеризует не только секреторную, но и двигательную функцию изучаемого органа. К важным достоинствам метода рН-метрии относится возможность его применения в процессе эндоскопического исследования и особенно оперативного вмешательства.

В настоящее время широкое практическое применение нашли следующие методики, основанные на принципе рН-метрии.

Двухканальная внутрижелудочная рН-метрия – наиболее точный из всех известных в настоящее время методов исследования кислотопродуцирующей функции желудка. Измерение рН непосредственно у стенки желудка в области его тела (зона кислотообразования) одновременно с регистрацией рН в

выходном отделе желудка (зона выделения щелочного секрета) позволяет получить достаточно полное представление о функциональной способности его слизистой оболочки, что имеет первостепенное значение при изучении ряда патологических состояний как самого желудка, так и смежных с ним органов пищеварительного тракта и оказывается чрезвычайно важным в выборе методов лечения и оценке их эффективности. Непрерывная автоматическая регистрация внутрижелудочной рН (рис. 1) дает возможность получить динамическую картину изменения кислотопродуцирующей и кислотонейтрализующей функций желудка одновременно на разных уровнях. С помощью этого метода исследования установлено, что для больных с язвенной болезнью двенадцатиперстной кишки характерны предельно низкие значения рН в кислотопродуцирующей зоне с коротким щелочным временем и декомпенсацией ощелачивания в выходном отделе желудка. Эти показатели строго коррелируют с выраженностью клинических симптомов болезни и фазами ее течения. Клинический материал позволяет также сформулировать секреторные критерии для дифференциального диагноза желудочной и дуоденальной язвы, а также различных видов хронических гастритов. Данные внутрижелудочной рН-метрии являются ценным критерием в обосновании метода операции в каждом конкретном случае. Таким образом, этот диагностический метод, в отличие от существующих, позволяет избрать наиболее целесообразный способ операции – наименее травматичный и приносящий наибольший лечебный эффект. Кроме того, проведение измерения внутрижелудочной рН-метрии в ближайшие и в отдаленные сроки после оперативного вмешательства (одним из основных критериев хирургического лечения язвенной болезни является снижение кислотообра-

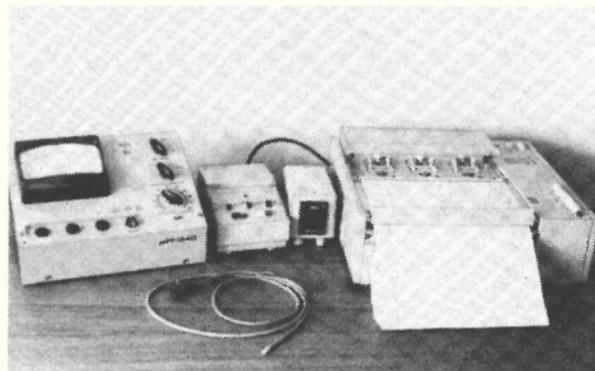


Рис. 1. Аппаратура автоматизированного измерения внутрижелудочной рН

зования после операции) дает возможность правильно оценить состояние оперированного желудка, а при наличии нарушений этой функции назначить адекватное лечение.

Интраоперационная внутрижелудочная рН-метрия. Немаловажную роль играет рН-метрия в процессе самого хирургического вмешательства, когда проведение операции требует большой технической точности и скрупулезности. Возможность точного определения полноты пересечения всех секреторных волокон блуждающего нерва и коррекция ее во время операции при интраоперационном тесте служит надежной гарантией предупреждения возврата болезни.

Для этих целей разработан специальный рН-зонд с основным сурьмяным электродом на конце и располагающимся снаружи каломелевым электродом сравнения (рис. 2). Полная ваготомия сразу прекращает продукцию соляной кислоты, несмотря на продолжающуюся ее стимуляцию, которую проводят при выполнении теста. Показатели рН слизистой оболочки тела желудка в случае полной ваготомии находятся на уровне 6–7. При оставлении непересеченной какой-либо ветви блуждающего нерва в зоне, иннервируемой этой ветвью, наблюдаются низкие показатели рН (1,5–3,5), свидетельствующие о сохранении секреторной активности слизистой оболочки желудка в этой зоне. После пересечения оставленной ветви величина рН исследуемого участка выравнивается с этим показателем других отделов желудка.

Внутрижелудочная рН-метрия, сочетающаяся с **одновременной аспирацией содержимого.** Кроме изучения кислотообразовательной функции желудка клиника нуждается в исследованиях ферментативной (переваривающей) активности желудочного содержимого в норме и при различных патологических состояниях.

Сочетание измерения рН в просвете органа на различных анатомических и функционально отличающихся уровнях с аспирацией содержимого этого органа позволяет определять объем выделяющегося желудочного сока и количественное содержание в нем основных компонентов. Применение этой методики весьма перспективно в комплексной оценке секреторной способности желудка, характеризующей многие стороны причин развития заболеваний и эффективности их лечения.

Реализация методики осуществляется применением рН-зонда с двумя сурьмяными электродами, которые располагают в желудке так же, как

и при внутрижелудочной двухканальной рН-метрии, а третий — каломелевый электрод сравнения — помещают на слизистую за щеку пациента или фиксируют в руке. Канал для аспирации содержимого подключают к вакуумной установке, обеспечивающей его непрерывное отсасывание. Такое обследование дает характеристику почти всех периодов секреторной деятельности желудка по любому параметру. Например, только путем непосредственного измерения рН в желудке можно определить так называемую актуальную кислотность, поскольку титрационными методами при рН выше 3 желудочный сок характеризуется как не содержащий кислоты, что заставляет полагать неактивным основной пищеварительный фермент желудка — пепсин. Следовательно, результаты внутрижелудочной рН-метрии позволяют достоверно установить истинную анацидность (отсутствие кислоты) и ахилию (отсутствие ферментативной активности в желудке) и назначать соответствующее адекватное лечение.

рН-Метрия с одновременной регистрацией давления в желудке и двенадцатиперстной кишке. Одновременная регистрация показателей рН и давления имеет важное значение в характеристике секреторной, моторной и эвакуаторной функций желудка и двенадцатиперстной кишки. Необходимость таких исследований в клинике чрезвычайно важна. Так, изучение функционального состояния пищеварительного тракта при язвенной болезни необходимо в диагностике ее осложнений, в выборе метода лечения, в определении показаний к операции, к оценке результатов и исходов оперативного лечения.

Для исследования давления и рН в просвете желудка и двенадцатиперстной кишки используют зонд, в конструкцию которого входят четыре элект-

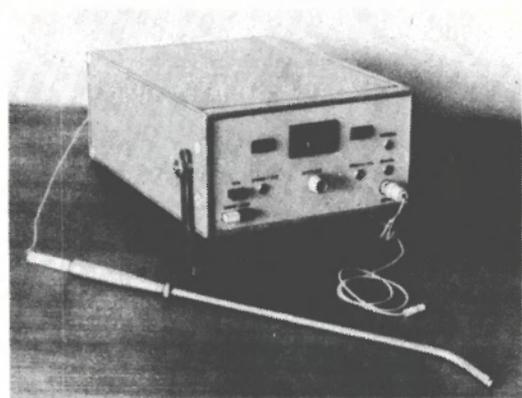


Рис. 2. рН-Метр и зонд-«шуп» для интраоперационной рН-метрии

трода рН и столько же катетеров диаметром 1 мм, открывающихся на уровне рН датчиков. рН и давление изучают одновременно в двух отделах желудка и двух отделах двенадцатиперстной кишки. Графическая регистрация давления через катетеры осуществляется девятиканальным быстродействующим самописцем Н-328 с помощью емкостных датчиков одновременно с показателями рН (рис. 3). В результате исследования определяется величина, частота и продолжительность изменения рН, амплитуда, частота, продолжительность и синхронность сокращений, изучается соотношение колебаний рН с сократительной деятельностью исследуемых органов. По частоте выбросов (за кислению дуоденального содержимого) характеризуется эвакуаторная функция желудка.

Отмечено, что у здоровых людей ритмичные выбросы желудочного содержимого в двенадцатиперстную кишку (7–10 за 10-минутный период) сопровождаются кратковременным закислением (в течение 20–30 с) ее содержимого до $\text{pH} = 1,8$. Выбросы синхронно сочетаются с сокращениями желудка и двенадцатиперстной кишки. У больных с язвой двенадцатиперстной кишки удается выявить не только нарушения моторной деятельности желудка и двенадцатиперстной кишки, проявляющиеся как усиление и нарушение ритма сокращений, но и установить зависимость изменений моторики от темпа эвакуации из желудка, от выраженности закисления двенадцатиперстной кишки, а также определить причину возникновения забрасывания содержимого двенадцатиперстной кишки в желудок. Нарушения моторики желудка и двенадцатиперстной кишки, как и нарушения секреторной функции желудка, являются частым спутником язвенной болезни. Диагностика и изучение особенностей функциональных нарушений секреторной, моторной и эвакуаторной функций позволяют индивидуально у каждого больного обоснованно решать вопрос о выборе способа операции на желудке с тем, чтобы избежать развития послеоперационных осложнений. Данный метод также дает возможность всесторонне охарактеризовать моторную и секреторную деятельность исследуемых отделов и в различные сроки после оперативных вмешательств.

Внутрипищеводная рН-метрия в сочетании с измерением давления в области пищеводно-желудочного перехода. Принципиально важным дополнением к существующим рентгенологическому и эндоскопическому методам исследования пищевода является новый метод — иономанометрия пищевод-

но-желудочного перехода, основанная на сочетании внутрипищеводной рН-метрии и манометрии. Этот метод особенно информативен при заболеваниях, сопровождающихся функциональными нарушениями пищеводно-желудочного перехода, например при довольно часто встречающихся грыжах пищеводного отверстия диафрагмы. Клинические проявления этого заболевания обусловлены забрасыванием (рефлюксом) желудочного содержимого в пищевод и раздражением его слизистой оболочки вплоть до образования язв. Большое диагностическое значение при этом имеет внутрипищеводная рН-метрия, позволяющая определить наличие рефлюкса и его интенсивность. Диагностика функционального состояния пищеводно-желудочного перехода у больных язвенной болезнью очень важна для дифференцированного подхода к выбору метода оперативного вмешательства. Для иономанометрического исследования используется комбинированный зонд с двумя датчиками рН и двумя полиэтиленовыми катетерами, открывающимися на том же уровне (рис. 4). Диаметр катетеров 1 мм,

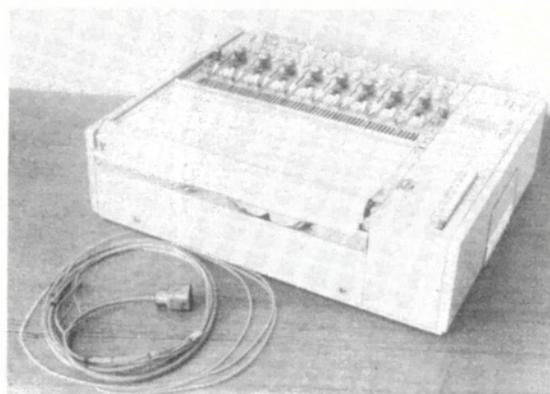


Рис. 3. Девятиканальный самописец и комбинированный рН-зонд для регистрации рН и давления

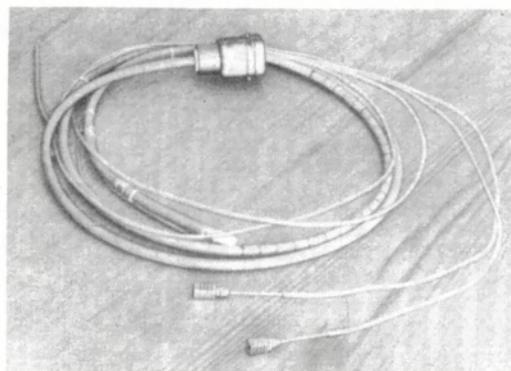


Рис. 4. Специальный рН-зонд для исследования пищеводно-желудочного перехода

расстояние между электродами 50 мм. Давление в просвете исследуемых органов измеряется с помощью специальных датчиков и манометрической приставки. рН этих же отделов определяется рН-метром — 340.

Иономанометрическое исследование проводится в два этапа. На первом осуществляют так называемую иономанометрию с протягиванием — зонд перемещают из желудка в пищевод и на каждом сантиметре его движения записывают давление в покое и в момент глотания. На втором этапе, осуществляемом на следующий день, производят внутрипищеводную постоянную рН-метрию, для которой применяют зонд с тремя электродами. Регистрация рН происходит в течение определенного времени постоянно или одновременно на нескольких уровнях пищевода. При этом исследуют спонтанный рефлюкс кислого желудочного содержимого в пищевод.

Регистрация давления и рН при исследовании с протягиванием и внутрипищеводная рН-метрия позволяют получить объективную оценку функционального состояния пищеводно-желудочного перехода, обоснованно решить вопрос о выборе метода лечения, в том числе и оперативного.

Рассмотренные методики рН-метрии широко используются в клинической практике. Этот метод является наиболее совершенным методом функциональной диагностики ряда заболеваний органов пищеварения. Его использование не требует специальной подготовки больного, предусматривает стандартизацию проводимых исследований и точную регистрацию показателей, а применяемая при обследовании аппаратура проста и безопасна в эксплуатации, не требует длительной подготовки к работе. По мере всестороннего изучения метод внутриполостной рН-метрии должен занять достойное место в широкой медицинской практике. Необходимы дальнейшие разработки по усовершенствованию конструкции рН-зондов, регистрирующей аппаратуры, созданию компьютеров, интегрирующих результаты внутриполостной рН-метрии.

Статья поступила 4 апреля 1979 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП

УДК 615.471.616—073.652.12

**КОНТРОЛЬНЫЙ ИЗЛУЧАТЕЛЬ
ИНФРАКРАСНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
НА ТЕМПЕРАТУРНЫЙ
ДИАПАЗОН 20–50°C**



ТЕХНИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА

Температура излучения, °С	
первой поверхности	30
второй поверхности	35
Стабильность поддержания температуры (в спокойном воздухе), °С	0,05
Коэффициент излучения рабочей поверхности излучателей	0,96
Потребляемая мощность, Вт	20
Напряжение питания, В	220 (50 Гц)
Габариты блока регулятора, мм	120x150x160
Габариты излучателей, мм	φ 42x25

Контрольный излучатель ТКИ-2 предназначен для определения температуры различных объектов с известной излучательной способностью.

Градационная шкала тепловизионного экрана привязывается к абсолютным значениям температуры контрольного излучателя, а устройство выделения изотермических уровней температуры позволяет определить температуру в любом месте поверхности тела человека.

Прибор может быть использован также для контроля температуры при работе с модернизированным тепловизором БТВ-1 с цифровым отсчетом температуры.

ТКИ-2 состоит из блока регулятора и двух выносных излучателей, изготовленных в виде массивного медного диска диаметром 40 мм. На рабочую сторону диска нанесено покрытие с коэффициентом излучения ~0,96. С другой стороны с помощью теплопроводящей композиции приклеен плоский подогреватель. В центре медного диска размещен датчик температуры, представляющий собой высокостабильное термосопротивление. С помощью блока регулятора температура рабочей поверхности автоматически поддерживается с большой точностью при различных возмущающих воздействиях.

Для удобства калибровки тепловизора и повышения точности измерения температуры предусмотрены две излучающие поверхности с фиксированными температурами.

И. Л. Кучерявенкова, Б. Е. Маханек, А. Д. Шендюк

М. В. Голыц, Н. Д. Девятков, Э. П. Меженков

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕПЛОВИЗОРА ДЛЯ РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

УДК [615.471:616-073.653]:621.398

Ранняя диагностика и распознавание вида заболевания молочной железы обеспечивает успешное ее лечение.

Широко применяемый способ диагностики посредством пальпации при массовых профилактических осмотрах часто не позволяет определить заболевание молочной железы в начальной стадии. Уплотнения тканей, которыми сопровождаются такие заболевания, как фиброаденома, различные формы мастопатии и рак в начальной стадии бывают настолько мягкими, что указанным способом их трудно обнаружить.

Более эффективны для ранней диагностики крупнокадровая флюорография и рентгеномаммография. Однако при этих обследованиях пациент подвергается лучевой нагрузке, несмотря на более низкие дозы облучения, чем при обычной рентгенографии. Поэтому при необходимости динамического наблюдения за ходом консервативной терапии в случае доброкачественных новообразований применение этих методов нежелательно. Кроме того, нельзя не учитывать возможности стимуляции перерождения доброкачественной опухоли молочной железы в злокачественные формы под воздействием рентгеновского облучения.

В отличие от указанных методов совершенно безопасен метод тепловизионной диагностики. Давая возможность получить представление о распределении температуры на исследуемом участке поверхности тела, он позволяет отличить здоровые ткани от пораженных.

Некоторые типы тепловизоров дают возможность на тепловом изображении объекта выделять зоны равных температур — изотермы (особенно удобны тепловизоры, позволяющие выделить две изотермы). Изотерма имеет регулируемую величину, которая может быть задана от долей градуса до $1-2^{\circ}\text{C}$. При изучении теплового поля на

поверхности тела человека в диагностических целях представляет интерес не абсолютное значение температуры, которое может быть определено в любой точке объекта, а разница температур на исследуемом участке тела и на близлежащем участке с нормальной температурой. Поэтому изотермы устанавливаются на каждый из этих участков. Еще более уточняет и облегчает процесс диагностики наличие в тепловизорах цветовой индикации тепловых полей.

Температурная зависимость опухолей молочных желез весьма патогмонична для различных форм заболеваний. При этом основным томографическим признаком поражения являются гипертермированные очаги различной формы и протяженности.

Тепловизионное обследование позволяет обнаружить также и некоторые формы мастопатии на ранней стадии.

Диффузная форма наблюдается в виде просветлений (соответствующих более теплым местам) без четких контуров, различного очертания, величины и интенсивности. Как правило, при такой форме заболевания температура пораженных очагов на $1,0-1,2^{\circ}\text{C}$ выше, чем здоровых тканей.

Фиброаденомы выявляются как гипертермированные участки с очень четким контуром, температура которых повышена на $1,2-1,8^{\circ}\text{C}$.

Фиброзные мастопатии (включая кисты) отличаются неравномерностью гипертермии. Края участков поражения, как правило, четкие. На фоне этой картины зачастую проявляются дополнительные участки с более ярким свечением (узлы), температура которых повышена на $1,2-1,8^{\circ}\text{C}$.

Повышение температуры в гипертермичном очаге молочной железы на 2°C и более является симптоматичным для возможного злокачественного перерождения доброкачественной опухоли. Поэтому больные, у которых при тепловизионном обследовании отмечены образования с температурой, близкой к критической, должны быть подвергнуты комплексному обследованию (маммографии, пункционной биопсии с цитологическим исследованием и др.) даже в случае, если гипертермированный участок имеет незначительные размеры, носит локальный характер и никакими другими клиническими признаками не проявляется.

Таким образом, с помощью тепловизионного метода с высокой степенью достоверности можно определять не только доброкачественные новооб-

разования, но и самые ранние формы ракового поражения молочных желез. Тепловизионный метод диагностики заболеваний молочной железы следует шире внедрять в медицинскую практику, особенно при массовых профилактических осмотрах женщин.

Статья поступила 26 марта 1979 г.

В. А. Демин, А. Н. Черный,
А. И. Черникова

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СИСТЕМЫ ЦВЕТОВОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ЧЕРНО-БЕЛОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ ВО ВРАЧЕБНО-ТРУДОВОЙ ЭКСПЕРТИЗЕ

УДК 615.849

Основным методом оценки эффективности лечения целого ряда заболеваний, таких как рак легкого, туберкулез, пневмония, нефрит, гепатит, панкреатит и другие, является наблюдение и субъективный анализ рентгеновской картины патологического процесса в динамике. Как правило, в числе основных параметров патологически измененного участка оцениваются его величина, форма, плотность. Кроме того, для более раннего и точного выявления заболевания необходимо определить границы патологического очага и нормальной ткани. Эта задача становится особенно сложной при анализе небольших изменений ткани, характеризующихся малым перепадом контрастности, когда разделение серых тонов рентгенограммы затруднено вследствие пороговых возможностей глаза. Цветовое преобразование рентгеновского изображения помогает решить эту задачу [1].

Удачное инженерное решение цветового преобразования черно-белого изображения рентгенограммы в цветное реализовано в оптико-телевизионной системе "Телеван" [2]. Придание соответствующего цвета спектра определенной градации плотности черно-белого снимка и возможность регулировки широты цветовой полосы, яркости и цветовой насыщенности полученного изображения позволяют быстро выделить по цветовым пятнам зоны однородных изменений.

Непременным условием, обеспечивающим получение точных сравнимых значений цветовой картины в динамике, является повторная рентгенография при соблюдении прежних технических условий наблюдения и обработки фотопленки. Наилучшие результаты дает съемка с использованием алюминиевого клина, помещаемого на кассету рядом с объектом. Плавно изменяющаяся оптическая плотность клина, окрашенного в соответствующие тона спектра, облегчает сравнение исходного фона рентгенограмм и патологических участков.

При использовании цветовой денситометрии для определения границ малых опухолей и воспалительных очагов в легких или зоны перифокального воспаления вокруг инородного тела в легочной ткани (исследованиям подвергнуты 315 больных) удалось выявить не только тень капсулы вокруг инородного тела (установить ее размеры и форму), но и структуру и зону пневмосклероза (рис. 1).

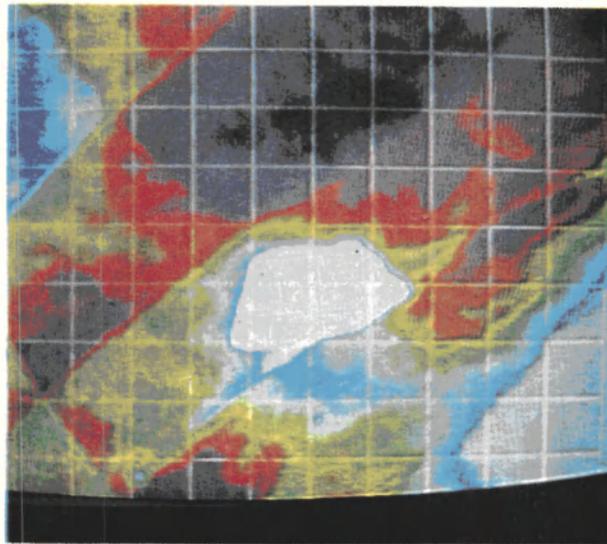


Рис. 1. Цветовая денситограмма больного хронической пневмонией. Инородное тело в легочной паренхиме, окруженное капсулой и зоной склероза



Рис. 2. Цветовая денситограмма больного хроническим огнестрельным остеомиелитом. Изменения захватывают мягкие ткани и надкостницу

Метод цветовой денситометрии значительно облегчил решение такой актуальной проблемы в экспертной практике, как определение патологических изменений в зоне бывшего раневого канала при сквозных осколочных и пулевых ранениях легких у участников Великой Отечественной войны. При ранениях и заболеваниях конечностей удается выделить зону воспалительных изменений, захватывающую не только костную структуру, но и мягкие ткани, мышцы, сухожилия, надкостницу (рис.2). С помощью цветовой денситометрии по изменению площади цветовой зоны на рентгенограммах, сделанных на определенных этапах исследования больного, может быть оценена концентрационная и выделительная способность паренхиматозных органов (печени, почек, поджелудочной железы) или отдельных их участков.

Дальнейшее совершенствование системы цветowego преобразования расширит возможности диагностики и оценки эффективности лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Демин В.А., Черникова А.И., Виноградов С.П., Черный А.Н., Гомзик В.В., Шмелев П.П. Значение цветовой денситометрии, стереорентгенограмметрии и реографии в определении границ морфологических и функциональных изменений легочной паренхимы у лиц с последствиями огнестрельных ранений. — В кн.: Современные лабораторные методы в практике врачебно-трудовой экспертизы, М., 1978. (ЦИЭТИН).

2. Рабодзей Н.В. Цветные телевизионные системы для медицинской рентгенодиагностики. — "Электронная пром-сть", 1976, вып. 4.

Статья поступила 26 марта 1979 г.

С. В. Виневич, Л. Н. Патрушева,
Н. В. Рабодзей, М. Г. Соколова

ЭЛЕКТРОННО-ЛУЧЕВОЙ АНАЛИЗАТОР МГНОВЕННЫХ ЗНАЧЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ЛФ-11

Прибор ЛФ-11 как электронный коммутатор обеспечивает возможность аналогового преобразования одного сигнала в три и одновременного его выделения по амплитудам (10 уровней), что, в частности, позволяет создавать цветоконтрастирующие телевизионные анализаторы изображений.

УДК 615.471:616—073.75

В медицинской диагностике все шире применяются системы визуализации динамических функций организма. При этом наряду с исследованиями пе-

ремещений внутренних органов при рентгенодиагностике или изменений тепловых картин при тепловизионной диагностике требуется непрерывно оценивать изменения деталей изображения по плотности или яркости. К сожалению, именно эти характеристики трудно поддаются зрительной оценке и сравнению из-за ограниченных возможностей зрения. Те же ограничения накладываются и при просмотре видеозаписей, несмотря на возможность замедления и даже остановки кадра изображения.

Основное назначение предлагаемого электронно-лучевого анализатора мгновенных значений электрических сигналов ЛФ-11 заключается в обеспечении безынерционного кодирования амплитуд видеосигнала, соответствующих тем или иным уровням плотности или яркости деталей изображения, и передаче их в цвете на экране цветного кинескопа. В результате появляется возможность зрительно оценивать динамические изменения плотности и яркости по изменению цвета деталей. Этой возможностью анализа и цветового контрастирования подвижных изображений аппаратура с применением ЛФ-11 отличается от устройств, использующих известные машинные методы анализа неподвижных изображений [1, 2].

Другое назначение анализатора — представление в разных цветах четко очерченных контуров деталей изображения, имеющих одинаковый уровень сигнала, что соответствует в рентгенодиагностике изоденсам, а в тепловидении — изотермам.

Конструктивные и аналитические особенности ЛФ-11 позволяют применять его в трех режимах работы: аналогового преобразования, одновременного аналогового и дискретного преобразования; дискретного преобразования.

В основу действия прибора ЛФ-11 в режиме аналогового функционального преобразования амплитуды видеосигнала положен известный принцип разделения сигнала по амплитуде на три сигнала. При подаче их на три прожектора можно получить гамму цветовых окрасок исходного полутонового изображения [3, 4].

При работе в аналого-дискретном режиме появляется возможность селективного повышения контраста отдельных деталей путем "выключения" сигналов, снижающих контраст за счет создаваемого фона. Кроме того, в этом режиме можно получить в разных цветах линии равного значения амплитуды видеосигнала (изоденсы и изотермы).

В режиме дискретизации прибор может служить чувствительным индикатором превышения в каком-либо участке динамического изображения заданных уровней яркости или плотности.

На рис. 1 и 2 показаны устройства прибора и секционированного коллектора. Электронный пучок отклоняется исследуемым сигналом, который подается на пластину 3, и в зависимости от амплитуды сигнала попадает на одну из 20 коллекторных пластин.

При подключении коллектора группами по трем секциям осуществляется режим аналогового преобразования, при введении внешних переключателей между выходным контактом и каждой коллекторной пластиной внутри секции – режим аналого-дискретного преобразования, при попарном подключении на выход верхней и нижней частей пластины в одном ряду – режим дискретного преобразования на 10 уровней.

Таким образом, в зависимости от уровня преобразуемого сигнала на различных электродах коллектора будет появляться выходной ток, что может быть использовано для фиксации мгновенных значений этого сигнала.

Основные характеристики прибора ЛФ-11

Максимальная величина входного сигнала при несимметричном питании отклоняющих пластин, В	±23
Максимальная величина тока коллектора, мкА	50
Максимальное напряжение питания, В	±250
Габариты, мм	160×65
Масса прибора вместе с магнитным экраном, г	500

При работе ЛФ-11 в составе рентгенотелевизионной системы изображение организма пациента, подвергающегося рентгеновскому просвечиванию, попадает на телевизионный преобразователь, выдающий видеосигнал объекта. После этого исследуемый видеосигнал подается на отклоняющие пластины.

Для цветового кодирования уровней плотности электроды трех секций коллектора соединяются с модуляторами прожекторов цветного кинескопа. Развертки пучков цветного кинескопа и объекта наблюдения должны быть засинхронизированы.

При движении электронного пучка по коллектору в зависимости от уровня управляющего видеосигнала изменяется величина выходного сигнала электродов соответствующей секции, что вызывает изменение тока каждого прожектора цветного кинескопа. Распределение цвета изображения на экране кинескопа является условным и не связано с реальным цветом объекта, просвечиваемого рентгеновскими лучами.

Секции коллектора могут быть произвольно подключены к различным прожекторам цветного кинескопа (красному, зеленому, синему).

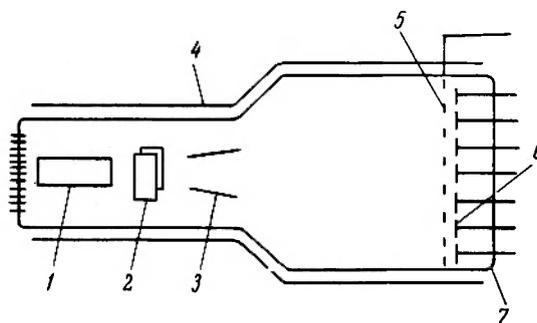


Рис.1. Схема устройства прибора ЛФ-11: 1 - электронный прожектор; 2 - корректирующие пластины; 3 - отклоняющие пластины; 4 - магнитный экран; 5 - противодинаatronный электрод; 6 - многоэлектродный коллектор; 7 - стеклооболочка

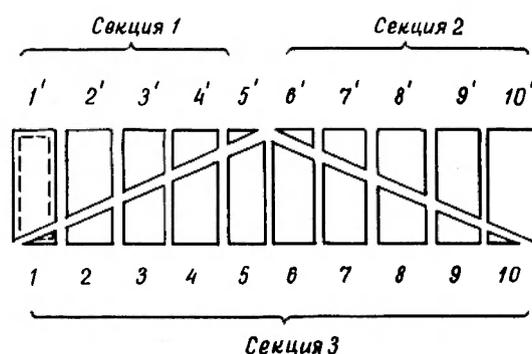


Рис.2. Схема секционированного коллектора

Как уже упоминалось, наличие внешней коммутации отдельных электродов в каждой секции коллектора позволяет выделить в изображении на экране цветного кинескопа контуры уровней равной плотности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Система электронных приборов "Денситрон". Г.П. [Проект выставки "Наука-78"].
2. "Оксфорд инструмент". "Квантимет-720". Англия.[Проект фирмы].
3. Крохин А.А., Патрушева Л.П., Рабодзей Н.В., Соколова М.Т. Аналого-дискретная обработка видеoinформации. - "Электронная пром-сть", 1975, вып.8.
4. Рабодзей Н.В. Цветные телевизионные системы для медицинской рентгенодиагностики. - "Электронная пром-сть", 1976, вып.4.

Статья поступила 16 марта 1979 г.

А. Г. Андреев, В. М. Колтун,
В. С. Надежин, Ю. С. Трусов

ПОВЫШЕНИЕ НАДЕЖНОСТИ ОБНАРУЖЕНИЯ ЗУБЦА R ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

УДК 615.471.616.12

Частота сердечных сокращений, будучи одним из наиболее доступных и информативных физиологических показателей в условиях двигательной активности человека (например, при лечебной физкультуре, бальнеопроцедурах, дозированной физической нагрузке на велоэргометре, в спорте и т.п.), не может быть достаточно точно измерена обычными способами.

Повысить эффективность аппаратуры для измерения частоты сердечных сокращений при воздействии помех можно на основе оптимизации структуры и параметров фильтра-обнаружителя зубца R электрокардиосигнала (ЭКС), являющегося неотъемлемым элементом такой аппаратуры.

Структура оптимального фильтра определяется видом его передаточной функции, для нахождения которой необходимо знать спектральные характеристики сигнала и помех. С этой целью экспериментально получено более 150 реализаций (длительностью 15 с каждая) смеси электрокардиосигнала и помех и проведена их вероятностная обработка.

Согласно расчетам, оптимальный фильтр включает два последовательно соединенных интегратора, два устройства задержки, инвертор, сумматор и корректирующий фильтр, учитывающий реальный спектр помех (рис. 1). В тех случаях, когда предъявляется требование минимизировать аппаратные затраты, возможна замена оптимального фильтра полосовым (квазиоптимальным). Для имеющихся реализаций смеси электрокардиосигнала и помех была синтезирована амплитудно-частотная характеристика полосового фильтра, который представляет собой два звена верхних частот второго порядка и одно звено нижних частот второго порядка. Частоты среза: со стороны нижних частот $f_{ср,н} = 5$ Гц, со стороны верхних частот $f_{ср,в} = 23$ Гц. Крутизны скатов АЧХ соответственно 17 и 12 дБ на октаву. Отношение сигнал/помеха на выходе оптимального фильтра составляет 5,3, для квазиоптимального фильтра этот показатель, естественно, хуже и равен 4,4.

Изменения параметров фильтра (крутизны скатов и частот среза АЧХ) заметно влияют на отношение сигнал/помеха на выходе фильтра. На рис. 2 приведены для сравнения рассчитанные и полученные экспериментально зависимости выигрыша Q в отношении сигнал/помеха от вариации параметров фильтра. Результаты подтверждают целесообразность аналитического поиска оптимальных параметров фильтра обнаружителя зубца R на основании вероятностной обработки экспериментальных реализаций.

Количественная оценка помехоустойчивости обнаружителя зубца R ЭКС, составленного из квазиоптимального фильтра и порогового устройства, проведенная по взвешенной вероятности ошибки, дает величину 4,2%.

Если же обнаружитель состоит только из порогового устройства, то для оптимального порога ошибка обнаружения составляет 31%.

Дальнейшее увеличение надежности обнаружения зубца R может быть достигнуто сочетанием квазиоптимального фильтра с временным селектором (рис. 3). Использование метода временной селекции возможно благодаря относительной ритмичности ЭКС, наличие которой позволяет с большой вероятностью предсказать момент появления текущего зубца R, зная длительность предыдущего интервала R-R.

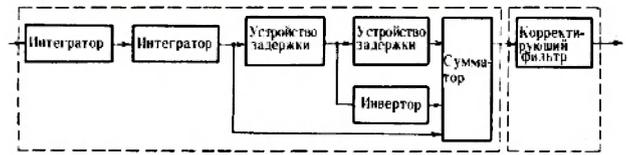


Рис. 1. Состав оптимального фильтра

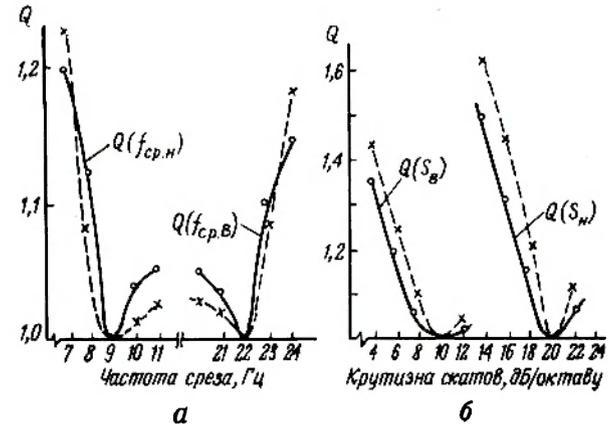


Рис. 2. Зависимости выигрыша Q в отношении сигнал/помеха от изменения частоты среза (а) и крутизны скатов (б) фильтра (рассчитанные — сплошные линии, экспериментальные —

пунктирные)



Рис. 3. Функциональная схема обнаружителя с квазиоптимальным фильтром и временным селектором

Временной селектор вырабатывает импульс запрета, длительность которого зависит от длительности этого интервала и корректируется в частоту уменьшения полной ошибки обнаружителя. Во время действия импульса запрета обнаружитель оказывается защищенным от ложных срабатываний. Поскольку случайные помехи могут вызвать ошибочное срабатывание решающего устройства в любой момент кардиоцикла с равной вероятностью, то исключение из периода кардиоцикла длительности импульса запрета равносильно уменьшению вероятности ложного срабатывания устройства.

Полная ошибка обнаружителя с квазиоптимальным фильтром и временным селектором составляет 2%.

Полученные результаты с успехом использованы в практических разработках, в частности, при создании миниатюрных карманных кардиомониторов, предназначенных для контроля сердечно-сосудистой системы пациентов в процессе реабилитации.

ПРИБОРЫ И УСТАНОВКИ ДЛЯ ТЕРАПИИ

Г. Н. Ваксман, В. И. Заусаев, А. Г. Кац,
Л. М. Кузнецов, Н. С. Макеева,
И. Ф. Ромачева, Т. А. Сидорова

ЛАЗЕРНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

Малогабаритная установка с успехом применяется в стоматологической практике при лечении острых или обострившихся хронических воспалений слюнных желез, послеоперационных ран и ряда других заболеваний.

УДК 615.471.616.31:621.373.826

Экспериментальные и клинические наблюдения свидетельствуют о благоприятном влиянии излучения гелий-неоновых лазеров при ряде заболеваний полости рта человека, в том числе афтозного и неспецифического стоматита, пародонтоза, хронического паротита и др. [1–3].

Клинические исследования, проведенные на кафедре пропедевтики хирургической стоматологии Московского ордена Трудового Красного Знамени медицинского стоматологического института имени Н. А. Семашко, показали возможность применения излучения гелий-неонового лазера малой мощности в комплексном лечении воспалительных заболеваний околочелюстных мягких тканей, хронических воспалений слюнных желез и других болезней.

Для этих целей разработана малогабаритная лазерная установка на базе ОКГ-13 с выходной мощностью излучения около 1 мВт. Установка спроектирована в навесном варианте, обеспечивающем удобство подхода врача к пациенту, находящемуся в стоматологическом кресле (см. рисунок).

Лазерная головка закреплена на кронштейне, дающем возможность перемещать лазер и с помощью винтов фиксировать его на дуге в требуемом положении. Оптическая насадка на выходе луча

лазера позволяет производить его фокусировку и расфокусировку в пятно диаметром от 3 до 30 мм.

Установка комплектуется фотоэлектрическим прибором для определения плотности излучения на облучаемой поверхности.

Применение установки для лечения одонтогенных воспалительных заболеваний околочелюстных мягких тканей (инфильтрата, абсцесса, флегмоны), острых или обострившихся хронических воспалений больших слюнных желез, послеоперационных ран с воспалительными изменениями в окружающих тканях показало следующее.

При плотности излучения на облучаемой поверхности 1 мВт/см², продолжительности облучения 6–8 мин у больных после одной–двух процедур уменьшались, а затем и исчезали боли, уменьшались припухлость и количество гноя в ране, а после трех–четырёх процедур появлялись островки сочных грануляций.

У больных, прошедших курс лазеротерапии (число процедур от 2–3 до 7–8 при ежедневном облучении), сократилась продолжительность лечения, уменьшились боли в очаге воспаления, усилилась функция слюнных желез, снизилась интоксикация организма, усилились репаративные процессы в гнойной ране.

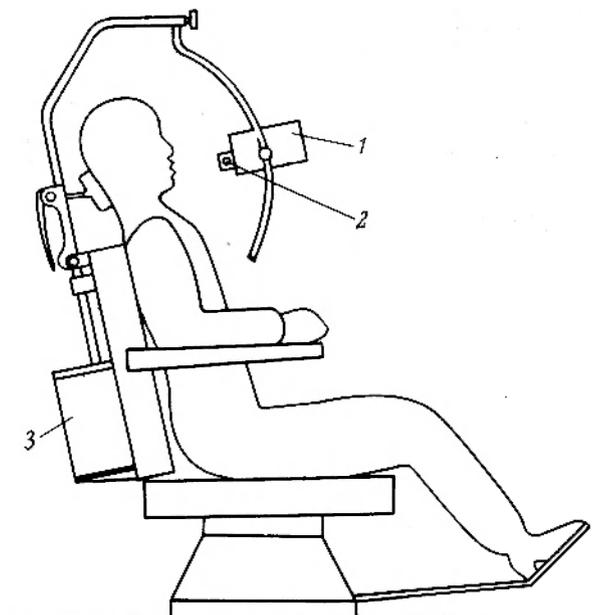


Схема размещения лазерной терапевтической установки для стоматологии: 1 – лазерная головка; 2 – оптическая насадка; 3 – блок питания

Эти результаты свидетельствуют о перспективности и целесообразности использования лазерной установки для лечения стоматологических заболеваний.

ЛИТЕРАТУРА

1. К о р ы т н ы й Д.Л. Стимуляция репаративных процессов в мягких тканях полости рта светом гелий-неонового лазера. — В кн.: Использование оптических квантовых генераторов в современной технике и медицине. Ч. 2—2. Л., 1971. (ЛДНТП).
2. З а у с а е в В.И., М а к е е в а Н.С. Малогабаритная лазерная установка. — "Электронная пром-сть". 1976, вып. 4.
3. З а з у л е в с к а я Л.Я., К о р ы т н ы й Д.Л. Экспериментальное клиническое обоснование лазерной терапии в комплексе лечения пародонтоза. — В кн.: Средства и методы квантовой электроники. Саратов, 1976. (Саратовск. Гос. ун-т).

Статья поступила 15 января 1979 г.

М.Т.Александров, Р.А.Байкова, А.В.Жирухин,
В.П.Зайцев, Л.М.Лебедева, А.А.Прохончуков,
Г.С.Седов, В.А.Степанов

ПРИМЕНЕНИЕ ГЕЛИЙ-НЕОНОВОГО ЛАЗЕРА В СТОМАТОЛОГИИ

Разработана лазерная физиотерапевтическая установка для лечения таких заболеваний слизистой оболочки полости рта, как хронический рецидивирующий афтозный стоматит, десквамативный глоссит, вирусные поражения слизистой оболочки полости рта и губ. Кроме того, она может с успехом применяться в дерматологии для лечения ожогов, длительно не заживающих ран и язв.

УДК 621.378.91:61

Средства квантовой электроники — лазеры успешно применяются для диагностики стоматологических заболеваний, а в лечебных целях — практически во всех разделах современной стоматологии: терапевтическом, хирургическом, ортопедическом.

В последние годы внимание специалистов-стоматологов привлекло биологическое действие гелий-неонового лазера, генерирующего излучение красного цвета с длиной волны 0,63 мкм. Были предприняты попытки использовать это излучение для лечения заболеваний слизистой оболочки полости рта, пародонтоза, пульпитов, периодонтитов [1,2]. Комплексные исследования [3, 4] с использованием гистографии, гистохимии, результатов цитологического анализа, реографии, иммунологии, микробиологии и биохимии показали, что излучение гелий-неонового лазера стимулирует размножение клеток слизистой оболочки полости рта и кожи и регенераторные процессы в целом, снижает воспалительную реакцию, стимулирует местные механизмы неспецифической иммунологической защиты, повышает чувствительность микрофлоры полости рта к антибиотикам и т.д. Биологическая эффективность воздействия лазерного излучения зависит от плотности излучения, продолжительности сеанса облучения, от величины общей дозы излучения (количества сеансов) и интервала между сеансами, а также от индивидуальных особенностей больных и характера патологии. Результаты этих исследований явились экспериментально-теоретическими обоснованиями для разработки лазерной стоматологической установки и методов лечения заболеваний слизистой оболочки полости рта в условиях клиники.

Функциональная схема установки представлена на рис. 1, внешний вид — на рис. 2.

Источником когерентного света является серийно выпускаемый гелий-неоновый лазер ЛГ-75-1. Подведение излучения к биологическому объекту осуществляется с помощью зеркально-линзового световода, образованного четырьмя отражающими зеркалами и имеющего шесть степеней свободы. Для уменьшения потерь на отражение при падении луча

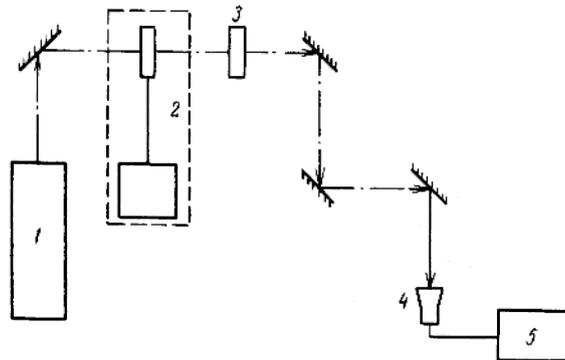


Рис. 1. Функциональная схема установки: 1 — гелий-неоновый лазер ЛГ-75-1; 2 — реле времени РВ-4; 3 — ослабитель мощности излучения; 4 — фотоприемник измерителя мощности; 5 — измерительный блок измерителя мощности

под углом 45° использованы отражающие покрытия, напыленные со смещением длины волны в длинноволновую часть спектра. Зеркала имеют коэффициент отражения $\sim 99,7\%$, общие потери в световоде составляют менее 5% . Подвижность каждого колена световода позволяет подводить излучение лазера к труднодоступным участкам челюстно-лицевой области. С помощью канговых зажимов возможна фиксация световода в требуемом положении.

В связи с тем, что в каждом случае использования установки требуется задание конкретных параметров лазерного излучения, в световод введен дискретный ослабитель уровня мощности излучения лазера, обеспечивающий ослабление луча в два и шесть раз. При этом направление плоскости поляризации излучения сохраняется без изменения. Так как при прохождении лазерного луча по зеркально-линзовому световоду расходимость его не увеличивается, а расходимость излучения лазера ЛГ-75-1 не превышает 10° , диаметр лазерного луча на выходе световода практически сохраняется неизменным на удалении от конца световода до 25–40 см, что важно для получения постоянной плотности мощности излучения при заданном уровне мощности на различных расстояниях от световода.

В установке предусмотрена возможность присоединения в случае необходимости гибкого воло-

конного световода непосредственно на выход зеркально-линзового световода. Однако его использование приводит к значительным потерям мощности (порядка 40–50%) и расходимости выходного луча, что вызывает сильную зависимость плотности мощности на поверхности, подвергаемой облучению, от расстояния до световода.

Установка комплектуется набором сменных наконечников, форма которых обусловлена их назначением.

Дозиметрия лазерного излучения осуществляется с помощью встроенного малогабаритного безынерционного измерителя мощности, фотоприемник которого разработан на основе фотодиода ФД-24. Диапазон измеряемых уровней мощности лазерного излучения для длин волн 0,50 и 0,63 мкм лежит в интервале от 1 до 100 мВт.

В установке предусмотрено устройство, позволяющее осуществлять подготовительные операции по наведению излучения на биологический объект лучом малой мощности; луч полной мощности включается с помощью педали и воздействует только в течение заданного интервала времени, после чего отключается автоматически. Электромеханическое реле времени разрешает задавать время облучения в интервале от 20 до 240 с.

Техническая характеристика установки

Длина волны излучения, мкм	0,63
Мощность излучения рабочего пучка, мВт	≥ 20
Мощность излучения нерабочего пучка, мВт	≤ 2
Плотность мощности излучения, мВт/см ²	50–150
Время непрерывной работы, ч	8
Средний ресурс, ч	5000
Напряжение питания, В	220 \pm 10%

Устройство рассчитано на эксплуатацию в условиях физиотерапевтических кабинетов стоматологических отделений и поликлиник.

С помощью установки проведено лечение около 200 больных с различными заболеваниями слизистой оболочки полости рта: фибринозной и рубцующейся формами хронического рецидивирующего афтозного стоматита, вирусными поражениями слизистой оболочки полости рта и губ, синдромом Мелькерсона-Розенталя, десквамативным глосситом, многоформной экссудативной эритемой. Наибольший лечебный эффект наблюдался у больных фибринозной формой хронического рецидивирующего афтоз-

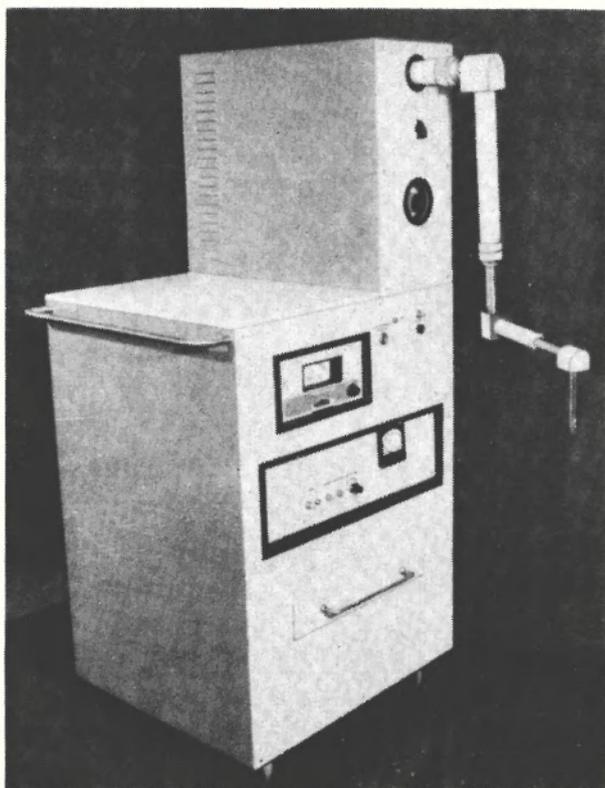


Рис. 2. Лазерная физиотерапевтическая установка

ного стоматита и при поражениях полости рта вирусного генеза: уменьшались размеры и сокращались сроки эпителизации патологически измененных участков слизистой оболочки полости рта в 1,5–2 раза быстрее, чем у больных контрольной группы, лечившихся общепринятыми методами. У большинства больных (особенно десквамативным глосситом) через 2–5 сеансов облучения наблюдался анальгезирующий эффект в области патологически измененных участков слизистой оболочки полости рта.

Исследования показали, что в процессе и после лечения больных с помощью гелий-неонового лазера общих и местных осложнений не происходило [5]. Вместе с тем следует учитывать, что в тех случаях, когда физиотерапевтические процедуры противопоказаны, лазерное облучение в лечебных целях проводить не следует.

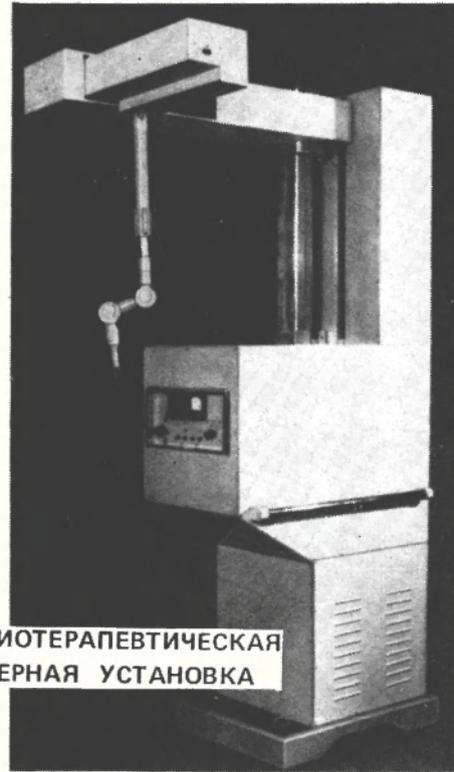
Положительный эффект дает применение гелий-неонового лазера в комплексе с хирургическими методами при лечении пародонтоза: лазерное излучение, вызывая спазм сосудов тканей десны и пародонта, снимает явления воспалительной гиперемии и отека, благодаря чему уменьшаются болевые ощущения в области операционной раны. Кроме того, разработанная установка может с успехом применяться в дерматологии для лечения ожогов и длительно незаживающих ран.

ЛИТЕРАТУРА

1. К о р т н ы й Д.Л. Аспекты использования монохроматического поляризованного света в стоматологии. — В кн.: Материалы первого съезда стоматологов Казахстана. Алма-Ата, 1974.
2. Биологическое действие лазерного излучения (экспериментальные и клинические аспекты). Под ред. Рахмиева А.Р. Алма-Ата, 1974.
3. Р ы б а к о в А.И. и др. Применение лазера для стимуляции регенерации слизистой оболочки полости рта в эксперименте. — "Труды ЦНИИС. Экспериментальная и клиническая стоматология", 1975, т. 5, ч. 1.
4. П р о х о н ч у к о в А.А. и др. Экспериментально-теоретические предпосылки применения гелий-неонового лазера в клинике терапевтической стоматологии. — "Труды ЦНИИС. Экспериментальная и клиническая стоматология", 1975, т. 6.
5. Александров М.Т., Байкова Р.А., Полнарёва Б.Д. Использование лучей гелий-неонового лазера для лечения некоторых заболеваний слизистой оболочки полости рта. — "Стоматология", 1977, № 4.

Статья поступила 22 декабря 1978 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП



ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ
ЛАЗЕРНАЯ УСТАНОВКА

УДК 615.47:621.373.826

В разработанной лазерной медицинской установке используется аргоновый лазер типа ЛГ-106 М1, работающий в непрерывном режиме в синезеленой области спектра с мощностью излучения порядка 2 Вт. Однако могут быть применены и другие, более мощные газовые лазеры, генерирующие как в видимой, так и в ультрафиолетовой и инфракрасной областях спектра, например аргоновый или углекислотный. При использовании установки в терапевтических целях может быть дополнительно установлен криптоновый лазер, генерирующий в красной области спектра. При такой модификации производится только замена излучателя.

Для удобства манипуляции лазерным лучом в установке имеется световод, представляющий собой двухзвенный шарнир, с помощью которого сфокусированное излучение направляется в нужную точку тела пациента.

Питание установки осуществляется от сети трехфазного переменного тока с напряжением 220/380 В. Потребляемая мощность не превышает 5 кВт; масса — не более 250 кг. Для охлаждения активного элемента газового лазера и блока резистов установка подключается к водопроводной сети с давлением воды $(1,5-2) \cdot 10^5$ Па.

Установка может быть успешно применена для проведения хирургических операций, избирательного разрушения пигментированных новообразований, в частности опухолей сосудистого происхождения, а также для выполнения различных исследований на животных.

С. А. Алякишев, Н. Ф. Гамалея,
И. И. Косарев, В. В. Теселкин

Б.В. Грачев, Н.Ф. Даниленко,
В.Н. Коленченко, В.Ф. Конопкин,
Ю.А. Пономарев

ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКИЕ ЭЛЕМЕНТЫ И ПЬЕЗОПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

Создан ряд унифицированных пьезокерамических элементов, являющихся основой ультразвуковой медицинской аппаратуры, предназначенной для лечения хронических тонзиллитов, ринитов, гайморитов, циститов, простатитов, уретритов и воспалительных заболеваний прямой кишки, а также для обнаружения контактным способом инородных тел в желче- и мочевыводящих путях организма человека.

УДК [615.471:616-085.837.3]:666.655

Пьезопреобразователи (излучатели), содержащие пьезокерамические элементы (ПКЭ) различной конфигурации (см. рис.), являются основной рабочей частью ультразвуковых медицинских аппаратов.

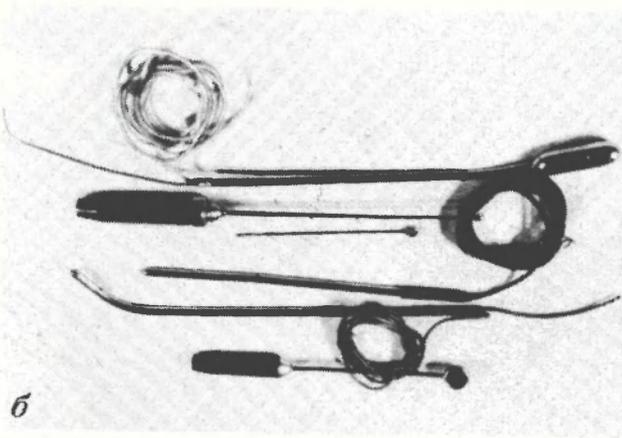
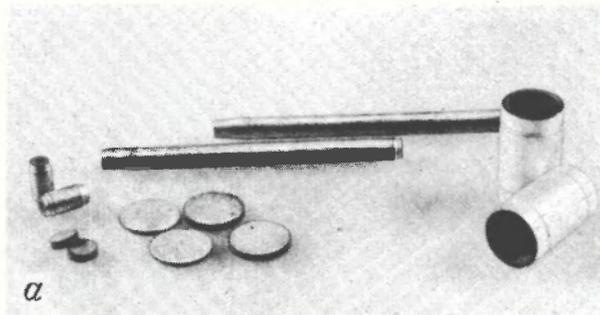
Для ультразвуковых медицинских преобразователей разработан ряд ПКЭ на основе материалов ПТС-19 и ПТБС-4.

Основные технические характеристики пьезопреобразователей

Рабочая частота, кГц	880±4°
Интенсивность ультразвуковых колебаний при излучении в воду, Вт/см ²	0,2; 0,4; 0,8; 1,0
Частота повторения импульсов, Гц	50
Управляющее рабочее напряжение для излучателей, В	20
Температура нагрева ПКЭ, °С	≤ 40

Дисковый ПКЭ типа ЭП4Д-24-3 (размером $\phi 18,5 \times 2,25$ мм) используется для лечения хронических тонзиллитов с помощью аппарата "Лор-1А", дисковый ПКЭ типа ЭП4Д-24-2 (размером $\phi 8,5 \times 1,2$ мм) применяется при лечении ринитов и гайморитов с помощью аппарата "Лор-3".

Трубчатые ПКЭ типа ЭП4Т-7 (размером $\phi 7 \times \phi 2,5 \times 90$ мм) и типа ЭП4Т-8 (размером $\phi 7 \times \phi 2,5 \times 14$ мм) предназначены для лечения уретритов, циститов, простатитов с помощью аппарата "Стержень", а цилиндрический ПКЭ (размер $\phi 10 \times$



Общий вид ПКЭ (а) и преобразователей (б) для ультразвуковой медицинской аппаратуры

$\times \phi 13,7 \times 30$ мм) для лечения простатитов и заболеваний прямой кишки с помощью аппарата "Стержень-1".

Дисковый ПКЭ типа ЭП24Д-24-1 (размер $\phi 8,5 \times 2,15$ мм) применяется в фоноиндикаторе "Фон-1М", предназначенном для обнаружения контактным способом инородных тел в желче- и мочевыводящих путях организма человека.

На основании наблюдений и проведенной клинико-экспериментальной работы установлено, что ультразвуковая терапия хронических и воспалительных заболеваний оказалась эффективной у 75% больных. Во время клинических испытаний в ведущих клинических институтах с помощью ультразвуковых аппаратов излечены сотни больных.

Достоинствами ультразвуковых аппаратов являются: наличие малогабаритных излучателей на основе пьезокерамики, позволяющих производить непосредственное "прозвучивание" тканей организма человека; низкое рабочее напряжение, подводимое к излучателю; небольшие габариты и масса.

НОВЫЕ КНИГИ

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ ОПТИЧЕСКОЙ ГОЛОГРАФИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МИКРООБЪЕКТОВ

Соколов А. В.

Л.: "Наука", 1978, 69 с.

Книга посвящена новому экспериментальному методу в биологии и физиологии — оптической голографии. Дан обзор различных методов голографической микроскопии для исследований структуры микрообъектов, возможностей голографической интерферометрии для изучения динамики процессов в изменяемых во времени биологических объектах. Предлагаются методики голографического исследования объектов, находящихся в труднодоступных местах и закрытых объемах.

Рассмотрены вопросы синтеза трехмерного изображения по рентгеновским фотоснимкам, а также возможности применения импульсных лазеров для голографирования динамических микрообъектов.

ЭВМ В НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Труш В. Д., Кориневский А. В.

М.: "Наука", 1978, 237 с.

Монография посвящена проблемам применения ЭВМ в нейрофизиологических исследованиях. Рассмотрены вопросы происхождения и статистической структуры суммарной электрической активности коры головного мозга, а также математические методы ее анализа.

Подробно изложены рассчитанные на применение ЭВМ методы множественного спектрально-корреляционного анализа и оценки амплитудно-временной организации процессов головного мозга по электроэнцефалотопскопическим данным.

Указаны особенности аппаратного и программного обеспечения исследований с использованием ЭВМ, дано описание структуры супервизора операционной системы, ориентированной на проведение таких экспериментов, и архитектуры ЭВМ, реализующей эту систему.

В. З. Высоцкий, П. Г. Медяков,
И. В. Суриков, М. Б. Шмерельсон

ПЕРЕНОСНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИНГАЛЯТОР

Ультразвуковой ингалятор обеспечивает получение мелкодисперсной, высокооднородной аэрозоли лекарственных веществ и может быть эффективно использован в анестезиологии и реаниматологии, отоларингологии, терапии, грудной хирургии, а также в борьбе с инфекциями и для профилактики профессиональных заболеваний.

УДК 615.471.616—085.835.5

Ультразвуковые ингаляторы находят широкое применение в медицинской практике. Они используются для увлажнения кислорода и дыхательных смесей при кислородной терапии и искусственной вентиляции легких в целях профилактики и аэрозольной терапии заболеваний дыхательных путей и легких, для распыления местнообезболивающих средств, стерилизации наркозно-дыхательной аппаратуры и т. д. [1—3].

Переносной ультразвуковой ингалятор (ИУП), показанный на рис. 1, предназначен для профилактики и лечения заболеваний дыхательных путей. Он позволяет получать высокооднородные мелкодисперсные аэрозоли лекарственных веществ с размерами частиц от 0,5 до 5 мкм, проникающие даже в глубинные разветвления дыхательных путей,

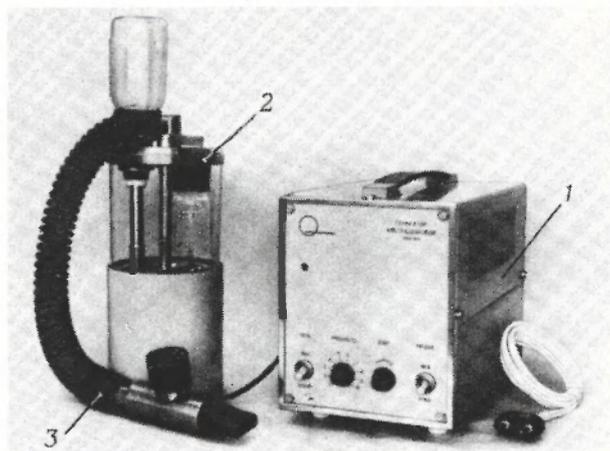


Рис. 1. Переносной ультразвуковой ингалятор: 1 — генератор УЗ колебаний; 2 — распылитель; 3 — шланг с клапаном "вдох-выдох"

вплоть до альвеол (аэрозоли с более крупными частицами оседают в верхних дыхательных путях). Кроме того, с помощью ИУП возможно получение весьма концентрированных аэрозолей без принудительного потока воздуха, который неизбежно приводит к разбавлению аэрозоля газом-носителем. В отличие от тепловых ингаляторов, предназначенных для лечения паровыми смесями, ультразвуковой позволяет получать аэрозоль при комнатной температуре, что существенно расширяет диапазон применения прибора, так как нагрев разрушает многие лекарства.

Действие ингалятора основано на использовании пьезоэлектрического эффекта (рис.2). Переменное ВЧ (1,76 МГц) напряжение вызывает механические колебания пьезоэлемента, которые через мембрану передаются лекарственному раствору, в результате чего с его поверхности отрываются мельчайшие

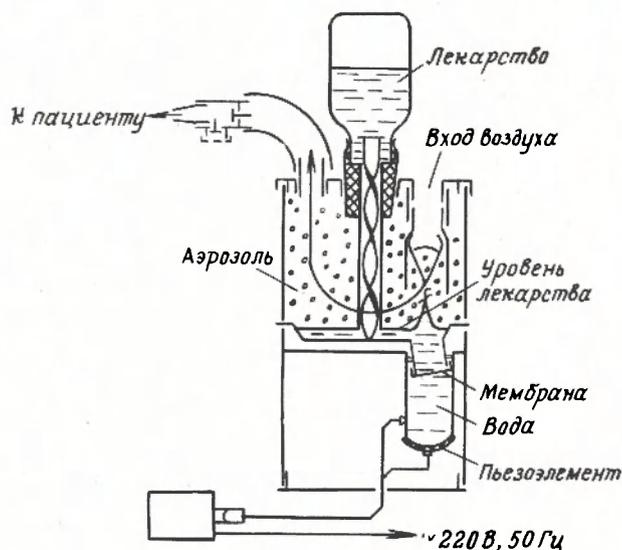


Рис.2. Функциональная электро-пневмо-гидравлическая схема ингалятора



Рис.3. Составные части дозатора

частицы, образуя густой туман. Для интенсификации процесса пьезоэлемент выполнен выпукло-вогнутым с расчетом фокусировки излучаемого ультразвука на поверхность лекарственного раствора. Количество лекарства, переводимого в аэрозоль, регулируется от 0 до 3 мл/мин.

Постоянный уровень раствора в кювете распылителя, входящего в состав прибора, поддерживается автоматически с помощью дозатора (рис.3). Колебания уровня раствора незначительны и практически не влияют на производительность ингалятора.

ИУП может использоваться как самостоятельно, так и в комплексе с головным тентом, мешком Мартина-Буйера и аппаратом искусственной вентиляции легких, причем в последнем случае подключение ингалятора не влияет на минутный объем и соотношение газов в дыхательной смеси. С помощью ингалятора легко обеспечить оптимальную влажность дыхательной смеси и осуществить во время искусственной вентиляции легких ингаляцию лекарственных аэрозолей. При длительных ингаляциях и работе с аппаратом искусственной вентиляции легких в качестве дозатора используются стеклянные емкости на 100, 250 или 500 мл. В этом случае ингалятор включается в разрыв шланга вдоха аппарата. При аэрозольной терапии под головным тентом, терапии в мешке Мартина-Буйера с сопротивлением на выдохе ингалятор используется без клапана "вдох-выдох".

Разборка и сборка распылителя при стерилизации может быть проведена средним медицинским персоналом.

Клинические испытания прибора показали, что он может успешно применяться для лечения больных, оперированных по поводу врожденных и приобретенных пороков сердца, заболеваний легких и органов брюшной полости. В этих случаях ингалятор используется для увлажнения кислорода, кислородно-гелиевых и газонаркотических смесей во время длительной искусственной вентиляции легких через интубационную трубку, а также для ингаляций лечебных аэрозолей под головным тентом, через носовые катетеры, загубник или трахеостому.

Хорошие результаты дало применение ультразвукового ингалятора для ингаляции аэрозолей лекарственных противотуберкулезных препаратов, при лечении больных с острыми бронхолегочными воспалительными процессами, острыми ларингитами, ларинготрахеобронхитами, а также с целью профилактики и ликвидации некоторых осложнений после эндотрахеального наркоза.

Использование ИУП для введения антибиотиков и ингибиторов протеиназ при ожогах верхних дыха-

тельных путей способствовало сокращению сроков лечения заболеваний и осложнений и значительному улучшению состояния больных.

ЛИТЕРАТУРА

1. Miller W.F. Aerosol therapy in acute and chronic respiratory disease. — "Arch. Intern. Med.", 1973, vol. 131.
2. Stuart B.O. Deposition of inhaled aerosols. — "Arch. Intern. Med.", 1973, vol. 131.
3. Graff F.D. Humidification. Indications and hazards in respiratory therapy. — "Anest. Analgesia", 1975, vol. 54, N 4.

Статья поступила 12 февраля 1979 г.

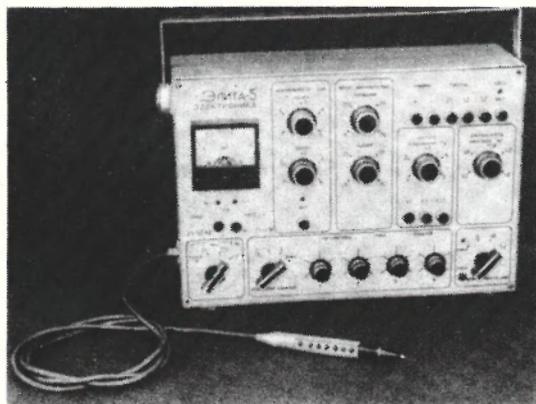
Ю. П. Миронычев, Г. М. Приезжев,
С. С. Усанов, В. Н. Цибуляк

ПРИБОР ДЛЯ ЭЛЕКТРОАКУПНКТУРЫ "ЭЛИТА-5"

Прибор "Элита-5" позволяет проводить широкие клинические исследования в области рефлексотерапии и может быть использован для обезболивания и терапевтического воздействия на БАТ.

УДК 615.471.616-073

В последнее время возрос интерес к древнему наследию медицины Востока — акупунктуре, и особенно к ее современной разновидности — электроакупунктуре.



Основное назначение электроакупунктуры — лечение расстройств функционального генеза, но вместе с тем она может использоваться для снятия или уменьшения боли и для функциональной экспресс-диагностики. Такие широкие возможности электроакупунктуры обусловили интенсификацию разработок в области электронных устройств, предназначенных для воздействия на биологически активные точки человека.

Создание переносного прибора "Элита-5" может рассматриваться как очередной этап в разработке серии приборов для поиска БАТ и воздействия на них электрическим током с целью обезболивания и лечения ряда заболеваний. Особенностью прибора являются широкие функциональные возможности, позволяющие использовать его как в клинических условиях, так и для исследовательских целей.

"Элита-5" состоит из генератора импульсов, измерительного преобразователя, формирователя временных интервалов, компараторов и комплекта специального инструмента, содержащего щуп со световой индикацией для поиска БАТ, зажим, четыре токосъемника (соответственно числу каналов) и набор игл с направляющими.

Генератор импульсов вырабатывает постоянный или импульсный ток любой полярности, который подается к пациенту через пассивный электрод с зажимом и активные электроды, в качестве которых используются иглы, подсоединенные к прибору через токосъемники. В режиме поиска БАТ активным электродом служит специальный измерительный щуп. Параметры выходного сигнала прибора могут быть выбраны любыми в установленных пределах: длительность импульсов — от 0,2 до 1,6 мс, частота повторения — от 1 до 125 Гц; величина тока, пропущенного через БАТ, — от 1 до 500 мкА в непрерывном режиме работы генератора и от 10 до 2500 мкА — в импульсном. С целью уменьшения болевых ощущений при воздействии импульсным током на БАТ предусмотрена возможность отдельной регулировки длительности фронта и спада импульсов в пределах от 5 до 50 мкс. Предусмотрен также режим прерывания, при котором электрическое воздействие на БАТ осуществляется посылками в виде серии импульсов, причем длительность посылок и пауз между ними регулируется в пределах от 1 до 5 с.

В "Элите-5" имеются четыре автономных выхода тока, дающих возможность независимо регулировать его величину в каждом канале. Для измерения амплитуды и среднего значения тока, протекающего через БАТ, используется преобразователь. Предусмотрено автоматическое ограничение этих величин на уровне 500 мкА. Величина тока в режиме лечения контролируется по показанию микроамперметра,

который может подключаться к любому из четырех каналов.

Поиск БАТ осуществляется поисковым щупом со световой индикацией их местонахождения.

Формирователь временных интервалов позволяет устанавливать время воздействия на БАТ в пределах от 5 до 15 мин.

"Элита-5" имеет небольшие габариты и массу и обеспечивает полную электробезопасность медицинского персонала и пациента в процессе работы.

Прибор успешно выдержал клинические испытания в центральных институтах рефлексотерапии, курортологии и физиотерапии, клинической и экспериментальной хирургии, травматологии и ортопедии, а также на кафедре рефлексотерапии ЦИУ.

Статья поступила 14 декабря 1978 г.

П. И. Зубков, А. П. Михайлов,
В. А. Осипов, Л. С. Россиянский, С. П. Шурун

"ЭЛИТЕРИС-5У" – ПРИБОР ДЛЯ РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ

Прибор позволяет осуществлять электротерапевтическое воздействие на биологически активные точки по пяти различным каналам с отсчетом показаний пиковых значений положительного и отрицательного напряжений воздействия, а также величин несимметрии этих напряжений и токов воздействия, проводить запись и осциллографирование напряжений на БАТ с целью предварительной диагностики и контроля рефлексотерапии.

УДК 615.471:616-073.7

Электронные приборы для рефлексотерапии основаны на положительных эффектах иглотерапии, проверенных практикой нескольких тысячелетий в восточной медицине при лечении самых разнообразных заболеваний.

Исследование биофизических и физиологических процессов при электротерапии показало, что рефлексорный эффект в значительной мере определяется знаком, величиной и частотой электрических потенциалов, возникающих между иглой и окружающей иглу тканью БАТ. Вращением иглы можно изменять частоту и силу электрических потенциалов, а следовательно, и токов воздействия на БАТ.

Прибор "Элитерис-5у" (рис. 1), предназначенный для рефлексотерапии и исследования БАТ человека, представляет собой переносной генератор тока с внутренним выходным сопротивлением 1 МОм и током короткого замыкания 100 мкА.

Рефлексотерапевтическое воздействие осуществляется импульсными сигналами различной длительности, частоты, скважности, полярности, с модуляцией и без модуляции, а также пачками импульсов и постоянным током в диапазоне частот 0,01–1000 Гц.

Прибор позволяет проводить поканальное измерение пиковых значений положительного и отрицательного напряжения воздействия на БАТ и вели-

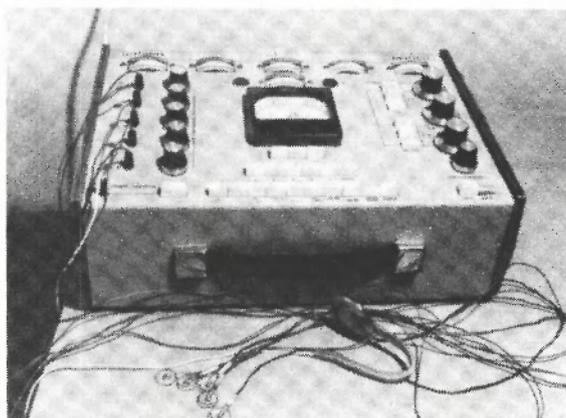


Рис. 1. "Элитерис-5у"

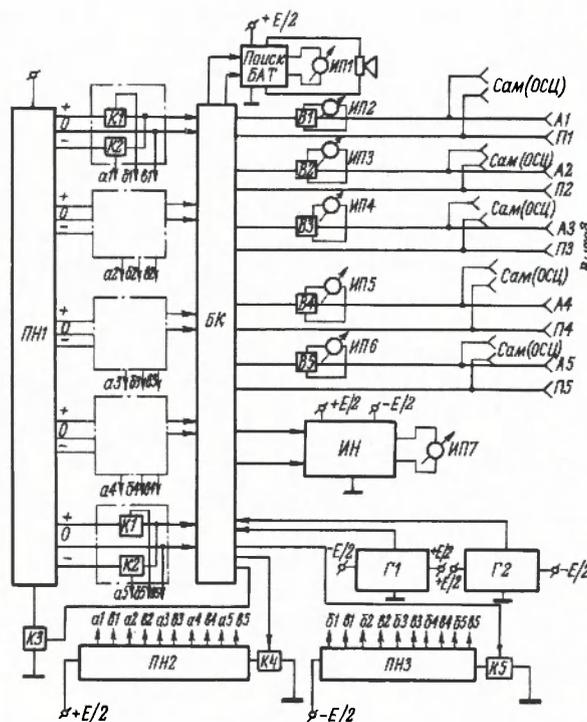


Рис. 2. Функциональная схема прибора "Элитерис-5у"

чины несимметрии этих напряжений в диапазоне частот 0,01–1000 Гц с отсчетом по стрелочному прибору, запись и осциллографирование напряжений на БАТ, являющихся функцией их состояния, по пяти каналам при воздействии током.

Прибор питается от сети напряжением 220 В (50 Гц) или от 8 батарей типа 373.

“Элитерис-5у” обеспечивает возможность поочередного электрического или теплового воздействия в индивидуальных режимах на пять различных точек.

Функциональная схема прибора приведена на рис. 2.

Преобразователь напряжения ПН1 с трансформаторным выходом имеет пять гальванически развязанных каналов. Преобразователи напряжения ПН2 и ПН3, управляющие ключами К1 и К2 также через гальванически-развязанные каналы, служат для формирования разнополярных сигналов. Работой всех трех преобразователей напряжения управляют генераторы Г1 и Г2, выходные сигналы которых через логическое устройство, размещенное в блоке коммутации БК, воздействуют на ключи К3, К4 и К5, формирующие импульсные сигналы переменного тока частотой 0,01–1000 Гц, модулированные сигналы 10–1000 Гц частотой 0,1–10 Гц и пачки импульсов.

Сигналы постоянного тока формируются блоком коммутации путем отключения Г1 и Г2 и управлением ключами К4 или К5.

Устройство поиска БАТ с помощью блока коммутации последовательно подключается к выходу прибора и имеет звуковую и стрелочную индикацию.

Ток в каждом канале задается автономно и контролируется измерительными приборами ИП2–ИП6, подключенными через выпрямители В1–В5.

Измеритель пиковых значений напряжения на БАТ и измеритель асимметрии этих напряжений включает в себя два пиковых детектора, измеряющих напряжения положительной и отрицательной полярности, и устройство сравнения измерительных напряжений с индикацией результата по стрелочному прибору.

При применении электродной пасты для фиксации электродов или использовании игл “Элитерис-5у” обеспечивает высокую стабилизацию тока и малую погрешность измерения напряжений на БАТ. Так, при измерении напряжения внутренним измерителем погрешность не превышает $\pm 1\%$, а при измерении внешними регистраторами с входным сопротивлением 1 МОм составляет менее $\pm 5\%$.

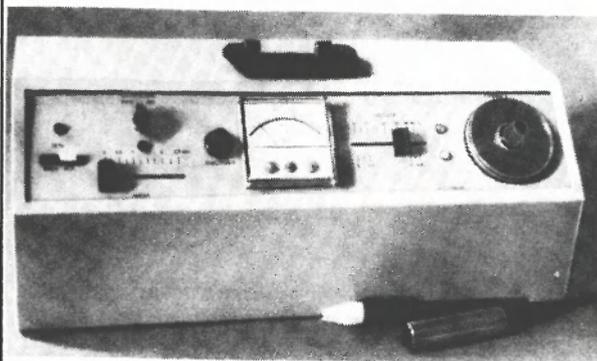
“Элитерис-5у” прост в управлении и надежен в работе.

Статья поступила 15 января 1979 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП

УСТАНОВКА ДЛЯ ЛАЗЕРОПУНКТУРЫ

УДК 615.47:621.373.826



Прибор, созданный на базе гелий-неонового лазера, предназначен для выяснения функционального состояния организма в результате воздействия на БАТ различных физических факторов.

В состав прибора входит, помимо лазера, блок питания, электромеханический модулятор луча и пульт управления, которые смонтированы в едином корпусе. Лазерный луч выводится из корпуса прибора с помощью волоконного световода диаметром 2 мм и длиной 1 м. Выходной конец световода оформлен в виде наконечника, позволяющего подводить луч к определенному участку поверхности кожи. Конусное (с отверстием) металлическое окончание наконечника является одновременно измерительным электродом, позволяющим осуществлять поиск БАТ по величине электросопротивления кожи и оценивать его изменение во время и после воздействия на точку световым лучом.

В приборе предусмотрена двойная индикация поиска точек акупунктуры – звуковая тональная и с помощью стрелочного прибора.

Так как сопротивление кожи зависит в числе прочих факторов также и от давления, которое оказывает электрод на БАТ, в головке наконечника предусмотрена пружина для регулировки этого давления.

ТЕХНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ПРИБОРА

Длина волны излучения, мм	632,8
Мощность излучения на выходе, мВт	0,2–0,3
Диаметр пятна на выходе, мм	1
Частота следования импульсов, Гц	0,1–5000
Глубина модуляции, %	0–100
Время экспозиции, с	0,5–180

Скважность регулируется дискретно в широких пределах. Режим работы прибора непрерывный или импульсный, форма импульса – прямоугольная.

Время экспозиции может автоматически контролироваться по изменению сопротивления кожи, пределы которого заранее устанавливаются.

Технические параметры прибора дают возможность широко варьировать параметры облучения, позволяя найти оптимальные режимы воздействия на БАТ.

А. С. Дунаев, Н. С. Макеева, Б. Е. Маханек,
В. М. Панков, А. Д. Шендюк

Д. Л. Пармененков

АППАРАТУРА ДЛЯ КОНТРОЛЯ И КОРРЕКЦИИ БИОФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПРИ БОЛЕВОМ СИНДРОМЕ

Создание и использование электронно-медицинской аппаратуры для поиска биологически активных точек и воздействия на них позволило разработать диагностическую методику электроалгезиметрии и методику лечебно-корректирующего воздействия на БАТ.

УДК 615.471:616-073.97:616.12

За последние годы все более широкое практическое применение получает рефлексотерапия, заключающаяся в дозированном и остро направленном воздействии на биологически активные точки (БАТ) различными раздражителями: механическими (иглой), термическими (зажженной полынной сигаретой), химическими (фармакологическими веществами), электрическими (постоянным и переменным током), фотобиологическими (лучом лазера) и другими. При обратимых формах заболеваний, сопровождающихся болевым синдромом, такое воздействие приводит к уменьшению или полному исчезновению болей и зональных расстройств кожной чувствительности, нормализации биофизических параметров БАТ и функций того органа, с которым эти точки анатомически связаны, и таким образом оказывает положительное влияние на жизнедеятельность всего организма.

Для реализации методики контроля и коррекции биофизических параметров БАТ при болевом синдроме создана специальная электронно-медицинская аппаратура.

Электрический алгезиметр ЭА-1 (рис.1) — прибор карманного типа — предназначен для индикации БАТ, диагностической электроалгезиметрии (определения порога осязаемого электрического тока) и лечебной электроаналгезии (обезболивания) или сенсорно-рефлекторной электростимуляции БАТ с последующим контролем эффективности этих воздействий по динамике изменения биофизических показателей БАТ.

В состав прибора входит источник питания (батарея "Крона"), микроамперметр М-4206, потенциометр с сопротивлением 680 кОм, переключатель режима работы ("Поиск", "Лечение"), два посереб-

ренных электрода — базовый, находящийся во время работы прибора в руке пациента, и активный, с точечным щупом и контактной площадкой округлой формы размером 1 мм² для контрольно-диагностических исследований и лечебно-корректирующих воздействий на активные точки.

В режиме "Поиск" в момент прикосновения щупа к активной или низкоомной точке [1] происходит отклонение стрелки микроамперметра и одновременно зажигается лампочка, вмонтированная в ручку активного электрода.

В режиме "Лечение" путем плавного увеличения электрического тока в цепи "рука—БАТ" по шкале

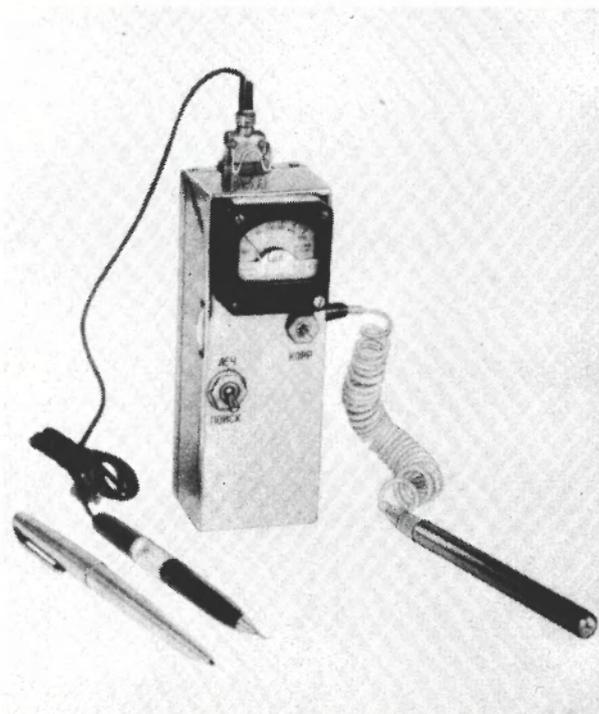


Рис. 1. Электроалгезиметр ЭА-1

Техническая характеристика прибора ЭА-1

Пределы измерения силы тока при диагностике и лечении, мкА	0-500
Предел регулирования силы тока при коротком замыкании электродов, мкА	≤ 500
Величина электрического тока, при которой осуществляется индикация БАТ, мкА	40±20
Напряжение питания, В	≤ 9
Среднее время безотказной работы, ч	≥ 1000
Габариты, мм	
корпуса прибора	125x45x35
активного электрода	115x10
базового электрода	120x8
Длина кабеля присоединения электродов, м	
активного	1,2
базового	1,0
Масса, г	300

микроамперметра определяется величина порога осязаемого тока или порога болевой чувствительности (ПБЧ). Лабораторные и клинические испытания прибора ЭА-1 показали, что в норме порог осязаемого электрического тока и ПБЧ совпадают и находятся в пределах 70–90 мкА (возможны возрастные и индивидуальные отклонения от 60 до 100 мкА). При болевом синдроме ПБЧ снижается до 20–40 мкА (в остром периоде), т.е. чувствительность соответствующих БАТ, болевых точек или эпицентров зон Захарьина-Геда к воздействию электрического тока возрастает. В хронической фазе заболевания или при дегенеративно-деструктивных изменениях в тканях ПБЧ в соответствующих БАТ оказывается значительно выше нормы и нередко превышает 200 мкА.

После индивидуального подбора "рецептуры точек", их индикации, измерения ПБЧ и других биофизических показателей БАТ производится собственно лечебно-корректирующее воздействие на них электрическим током. Лечебная доза электрического тока обычно находится в пределах 40–120 мкА и может быть уменьшена или увеличена в зависимости от топографии расположения БАТ, характера и выраженности локальной боли, вида воздействия (тормозное, возбуждающее), пола и возраста больного, исходного значения ПБЧ, индивидуальной чувствительности к электрическому току, сопутствующих заболеваний и т.п. Продолжительность лечебного воздействия, как правило, не превышает 1–1,5 мин. Обычно через 4–5 мин после лечебного воздействия на соответствующие БАТ проводится повторное измерение порога осязаемого электрического тока или порога болевой чувствительности в точках, в которых при первичном исследовании была выявлена максимальная и минимальная чувствительность к воздействию электрическим током.

Диагностический и лечебный прибор ДЛП-1 (портативный, чемоданного типа) предназначен для индикации БАТ, динамического контроля температуры, потенциалов (неповреждающий опрос), порога осязаемого электрического тока или порога болевой чувствительности, полупроводниковых свойств и других параметров БАТ до и после дозированных воздействий электрическим током на одну или несколько болевых точек.

В состав прибора входят активный электрод-термодатчик с охраняемым электродом-насадкой (рис.2), базовый электрод и пульт управления с автономным питанием. Пульт управления размещен в переносном корпусе-футляре. Он снабжен тремя стрелочными измерительными приборами (электротермометром, измерителем потенциала и микроамперметром), клавишами включения режима работы и потенциометрами.

С помощью ДЛП-1 после индикации БАТ производится измерение температуры и исходного значе-

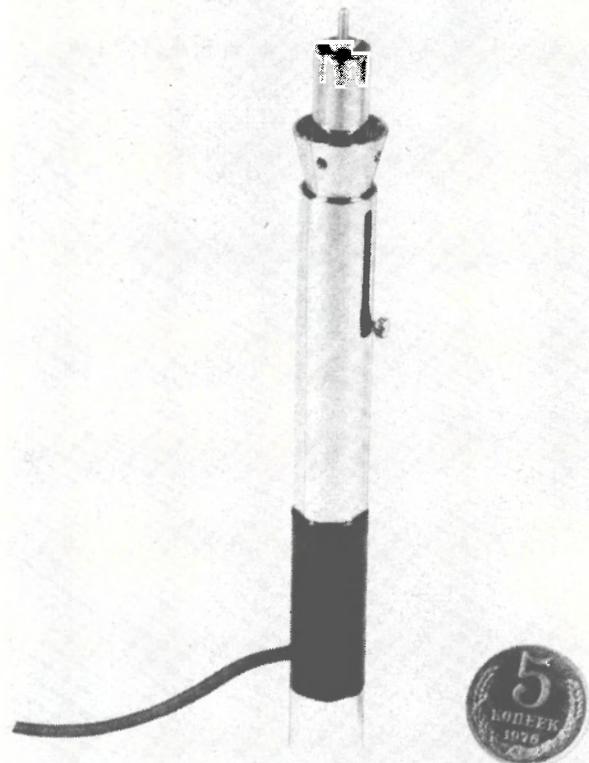


Рис. 2. Активный термoeлектрод с охраняемым электродом

Техническая характеристика прибора ДЛП-1

Пределы измерения температуры, °С		
I диапазон	16–29	
II диапазон	29–42	
Пределы измерения потенциалов БАТ, В		
I диапазон	0–0,1	
II диапазон	0–1	
III диапазон	0–10	
Пределы измерения силы тока при диагностике и лечении больных, мкА		0–300
Диапазон регулировки силы тока при коротком замыкании электродов, мкА		0–300
Величина тока, при которой срабатывают стрелочный прибор и световой индикатор, мкА		30 ± 10
Напряжение питания, В		до 18
Среднее время безотказной работы, ч		≥ 1500
Габариты, мм		
корпуса прибора	400x300x150	
активного электрода с термодатчиком в щупе	150x15	
съемного охранного электрода-насадки	100x17	
базового электрода	120x8	
Длина экранированного кабеля присоединения активного электрода, м		1,5
Длина кабеля присоединения базового электрода, м		1,2
Масса, кг		≤ 5

Прибор предназначен для эксплуатации в нормальных условиях окружающей среды. Вибрация, удары и тряска не допускаются.

ния потенциала исследуемой точки; после включения генератора задаваемого тока и плавного его увеличения до момента появления в исследуемой точке болевого или иного ощущения измеряются порог осязаемого электрического тока или порог болевой чувствительности и другие параметры БАТ. Эти исследования проводятся до и после лечебно-корректирующих воздействий на соответствующие активные точки.

В приборе предусмотрена возможность смены полярности подаваемого напряжения, а также выход на самописцы или на коммутатор, аналого-цифровой преобразователь и цифropечатающую машину (рис.3).

Перед началом исследования охранный электрод электрода-термодатчика находится в поднятом состоянии. После определения активной точки он опускается до уровня кожи и прижимается к ней, располагаясь вокруг щупа-термоэлектрода, благодаря чему достигается высокая термовлажностная стабильность в зоне снятия биофизических параметров БАТ и защита от влияния внешних электромагнитных полей.

Градиентметр П2-1 [2] используется для поиска и измерения потенциала биологически активных точек бесконтактным способом [3], исключающим контактную погрешность, возникающую на границе "щуп-БАТ" из-за влияния биметаллической пары, близости расположения подкожных сосудов и нервов, температуры и влажности кожных покровов, эмоционального состояния исследуемого и других факторов.

Интересно отметить, что при болевом синдроме потенциалы, измеряемые контактными и бесконтактными способами, оказываются сопоставимыми.

На основе применения рассмотренной аппаратуры разработана диагностическая методика электроалгезиметрии (измерения ПБЧ и других параметров БАТ) и лечебная методика электроаналгезии (тормозной метод) или сенсорно-рефлекторной электро-стимуляции БАТ (возбуждающий метод). Сущность этой методики заключается в том, что каждому

лечебно-корректирующему воздействию предшествует контрольно-диагностическое исследование эпицентров зон Захарьина-Геда, болевых или активных точек и (для сравнения) симметрично расположенных точек, а затем — после дозированного применения рефлексотерапии — осуществляется повторное исследование биофизических параметров тех же точек. Предварительно больные проходят клинико-неврологическое, лабораторно-биохимическое, рентгенологическое, функционально-диагностическое и, в случае необходимости, специально-инструментальное и другие виды обследований.

Использование этой методики и аппаратуры позволило установить ряд закономерностей и особенностей в величинах потенциалов кожи, локальной температуры БАТ и порогов осязаемого электрического тока, измеряемых в норме и при болевом синдроме, а также оценить эффективность практически любых лечебных воздействий на БАТ, в том числе электрическим током.

Методика может использоваться в амбулаторных, клинических и полевых условиях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Пармененков Д.Л. Изменение электропроводности в низкоомных точках кожи человека и животных (полупроводниковый эффект) — В кн.: Свет гелий-неоновых лазеров в биологии и медицине. Алма-Ата, 1970.
2. Курилов В.А., Апинян В.В., Василевская Н.П. К вопросу измерения электростатических полей. — "Электронная техника. Сер.10. Технология и организация производства", 1968, вып.3.
3. Майоров В.В., Пармененков Д.Л. Способ поиска активных точек. Авт. свид. № 506413. — "БИ", 1976, № 10.

Статья поступила 12 апреля 1978 г.

Р.П.Беляев, Б.Л.Козлов,
В.Л.Мишков

**АППАРАТ
ЭЛЕКТРОЛАЗЕРНОЙ
ПУНКТУРЫ**

Электролазерная пунктура, проводимая с помощью аппарата на базе газового лазера, полностью асептична и безболезненна для пациента.

УДК 615.47:621.373.826

Аппарат обеспечивает определение местоположения биологически активных точек с их визуальной и звуковой индикацией, воздействие на БАТ лазерным излучением постоянной или промодулиро-

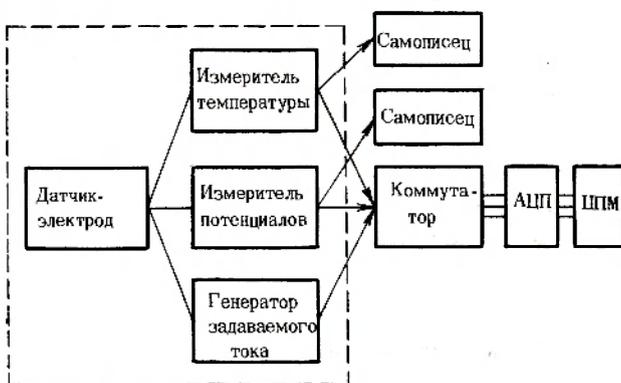


Рис. 3. Блок-схема прибора ДЛП-1

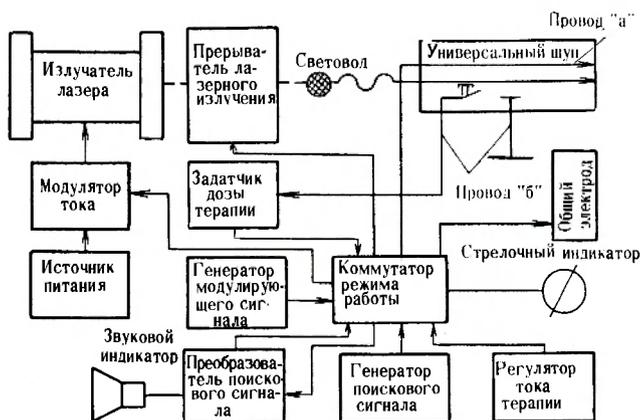
ванной мощности с глубиной модуляции более 50% и частотой от 0,5 до 2000 Гц, а также постоянным или импульсным электрическим током положительной и отрицательной полярности или переменным током с частотами от 0,5 до 2000 Гц. Время воздействия лазерным излучением или электрическим током регулируется в интервале от 1 до 60 с.

В структурную схему аппарата (см. рисунок) входят схемы поиска местоположения БАТ, лазерной пунктуры и электропунктуры.

Для поиска БАТ используются общий электрод, выполненный в виде зажима из антикоррозийного металла, и универсальный щуп, представляющий собой наконечник из изоляционного материала. В щуп введены конец гибкого световода, концы проводов "а" и "б" цепей рабочего электрода и кнопки запуска задатчика дозы терапии. Металлический цилиндрический наконечник световода соединен с проводом "а" рабочего электрода и выведен на передний конец щупа. В передней части щупа установлено подвижное кольцо для управления кнопкой запуска задатчика дозы терапии.

Процесс определения местоположения БАТ заключается в следующем: на общий электрод от генератора поискового сигнала подается переменное напряжение частотой 10 Гц, которое через пациента поступает на электрический контакт универсального щупа и далее через коммутатор режима — на вход преобразователя. После усиления и выпрямления сигнал поступает на стрелочный индикатор и на вход управляемого по частоте звукового генератора, нагрузкой которого является электродинамический громкоговоритель. Момент нахождения БАТ определяется по максимальному отклонению стрелки индикатора и повышению частоты тона звучания громкоговорителя.

С помощью коммутатора, представляющего собой кнопочный переключатель, осуществляется



Структурная схема аппарата электролазерной пунктуры

перевод аппарата в режим работы лазерной пунктуры или в режим электропунктуры с воздействием постоянным, импульсным или переменным током.

После нахождения БАТ запускается задатчик дозы терапии, являющийся реле времени с плавно регулируемой установкой, который в свою очередь включает реле прерывателя лазерного излучения. По истечении заданного времени схема возвращается в исходное состояние.

При необходимости воздействия на БАТ модулированным лазерным излучением включается генератор, с выхода которого модулирующий сигнал поступает через коммутатор на вход модулятора тока, осуществляя модуляцию излучения по мощности.

В случае проведения электропунктуры все операции по поиску БАТ, установке дозы терапии и частоты тока осуществляются так же, как и в случае пунктуры лучом лазера.

После нахождения БАТ электрод "а" универсального щупа автоматически переключается в коммутаторе к выходу источника постоянного тока или генератора модулирующего сигнала в зависимости от выбранного рода тока. Одновременно происходит включение задатчика дозы терапии и переключение стрелочного индикатора в цепь тока терапии. Прерыватель лазерного излучения при этом не пропускает излучения лазера на выход световода. Величина тока терапии устанавливается по индикатору с помощью регулятора тока.

Техническая характеристика аппарата

Мощность лазерного излучения на выходе световода, мВт	≥ 0,4
Диаметр пучка лазерного излучения на выходе световода, мм	≤ 1,5
Частота модуляции мощности лазерного излучения, Гц	0,5–2000
Глубина модуляции мощности лазерного излучения, %	≥ 50
Диапазон регулирования тока в цепи рабочих электродов при электропунктуре, мкА	30–100
Частота модуляции напряжения на рабочих электродах при электропунктуре, Гц	0,5–2000
Диапазон регулирования времени пунктуры, с	1–60
Потребляемая мощность при номинальном напряжении сети, ВА	≥ 80
Время непрерывной работы, ч	≥ 8
Габариты, мм	≤ 500x220x350
Масса, кг	10

Испытания аппарата, которые проводились в ЦНИИ рефлексотерапии на 30 больных в возрасте от 6 до 45 лет с целью лечения ряда заболеваний нерв-

ной системы, показали, что никаких вредных воздействий на нервную систему, внутренние органы и формулу крови при лазерной электропунктуре не наблюдается. Однако при воздействии на точки в шейно-затылочной области иногда снижается артериальное давление (на 20–30 мм рт.ст.). Особенно эффективным оказалось лечение больных с радикулитами и аллергией. Кроме того, метод лазерного воздействия с помощью рассмотренного аппарата может быть использован при лечении энцефалитов и локальных гиперкинезов.

Статья поступила 22 декабря 1978 г.

Т. Н. Гордеева, Е. С. Евтифеева,
Л. С. Петелин, Т. Н. Попова

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛАЗЕРОРЕФЛЕКСО- ТЕРАПИИ

Создано устройство для лазерной рефлексотерапии с использованием мало мощного гелий-неонового лазера, обеспечивающее оперативное установление луча малого диаметра (1–2 мм) в необходимой точке кожного покрова. Простота техники воздействия, его кратковременность и эффективность позволяют рекомендовать устройство для проведения лазеропунктуры не только в клинических, но и в поликлинических условиях.

УДК 615.47:621.373.826

Одним из новых направлений медицины последних лет является применение оптических квантовых генераторов с лечебной целью в таких областях, как общая хирургия, нейрохирургия, дерматология, офтальмология, онкология, гинекология, стоматология, травматология, терапия и других, а также с целью диагностики некоторых заболеваний.

Исследования воздействия излучения гелий-неонового лазера на живую ткань показали, что при малых дозах облучения, исключающих деструктивные изменения в тканях, когерентный монохроматический свет может действовать как биологический стимулятор [1–5]. Это позволило применить лазерное излучение для воздействия на биологически активные точки человека при лечении ряда невро-

генных заболеваний: болевых периферических синдромов, дизэнцефальных нарушений, нервно-циркуляторных дистоний гипертонического типа [6–8].

По сравнению с игло- и электропунктурой лазерная рефлексотерапия отличается более высокой асептикой, отсутствием болевых ощущений в процессе и после лечения, кратковременностью и возможностью бесконтактного воздействия.

Для лечения методом лазерорефлексотерапии разработано специальное малогабаритное устройство (см. рисунок) на основе серийного мало мощного гелий-неонового лазера (ОКГ-13, ОКГ-16 и др.). В устройстве предусмотрены возможности изменения диаметра светового пятна, мощности излучения и быстрой установки луча в требуемой точке кожного покрова. Оно может быть использовано со световодом, требующим контакта с кожей, или с оптической насадкой, обеспечивающей воздействие на расстоянии. Дополнительный фильтр-поглотитель, вмонтированный в оптическую насадку, понижает в 10 раз энергетическую освещенность объекта в процессе установки луча на биологически активные точки пациента. Поиск этих точек осуществляется по анатомическим признакам или с помощью специального электрического поискового прибора (ПЭП-1, "Элита-4", "Элита-5", "Элитерис" и др.).

При воздействии на БАТ луч лазера направляется перпендикулярно поверхности кожи. Энергетическая освещенность составляет около $1-5 \text{ мВт/см}^2$, время воздействия — от 15 с до 1,5 мин. Интегральное время воздействия не должно превышать 10 мин за один сеанс.

Результаты лазерорефлексотерапии, проведенной больным с остеохондрозом позвоночника, вторичным болевым синдромом (пояснично-крестцовым радикулитом, невралгией, полиневритом), с нервно-циркуляторными дистониями, с неустойчивым



Малогабаритное устройство для лазерорефлексотерапии

артериальным давлением и склонностью к сосудистым кризам (синдромом Меньера, гипертонической болезнью, сосудистым поражением головного мозга на фоне атеросклероза его сосудов и др.) свидетельствуют о значительном терапевтическом эффекте этого способа воздействия.

Во всех случаях применения лазерорефлексо-терапии, даже при лечении тяжелых хронических заболеваний, когда ни иглотерапия, ни медикаментозное лечение не были результативными, наблюдалось клиническое и субъективное улучшение состояния больного. Никаких отклонений при динамических исследованиях в процессе проведения курса лазерорефлексо-терапии и после его завершения в таких показателях, как анализы крови и мочи, артериальное давление и давление глазного дна, ЭКГ, Р-скопия и других, не наблюдалось. Следует отметить особую эффективность лечения болезней с болевыми синдромами и с вегето-сосудистыми расстройствами типа Меньера.

ЛИТЕРАТУРА

1. Леонов Б.В., Шиходыров В.В. Лазеры и клетка. М., "Знание", 1966.
2. Свет гелий-неоновых лазеров в биологии и медицине. Сб. статей. Алма-Ата, 1970. (Министерство здравоохранения Казахской ССР, Республиканская клиническая больница, Казахский государственный университет им. С.М. Кирова).
3. Гамалея Н.Ф. Лазеры в эксперименте и клинике. М. "Медицина", 1972.
4. "Радиоэлектроника за рубежом". Информационный бюллетень. Вып. 21, М., 1975. (Научно-исследовательский институт экономики и информации по радиоэлектронике).
5. Инюшин В.М., Чекуров П.Р. Биостимуляция лучом лазера и биоплазма. Алма-Ата, "Казахстан", 1975.
6. Липгарт Н.К., Некрасова Е.С., Лахно В.И. К вопросу о терапии лазерным излучением в активные точки. — В кн.: Игло-рефлексо-терапия. Материалы к межвузовской научной конференции. Горький, 1974. (Горьковский медицинский институт им. С.М. Кирова).
7. Чацкий Г.А., Фризе Д.Г., Булатова К.Н., Гришпан И.М. Применение монохроматического красного света при лечении больных дисцефальным синдромом. — В кн.: Психоневрология, психотерапия, психология. Тезисы и сообщения конф., посвященной 50-летию СССР. Алма-Ата, 1972. (Министерство здравоохранения Казахской ССР, Алма-Атинский обл. отд. здравоохранения, Алма-Ат. обл. науч. об-во невропатологов и психиатров).
8. Чаплинский В.В., Лучко В.Ф., Гусар П.М., Мороз А.М. Комплексное консервативное лечение остеохондроза с использованием гелий-неонового лазера. — В кн.: 3-й Всесоюзный съезд травматологов-ортопедов. Тезисы докладов, ч. 1. Москва, 1975. (Министерство здравоохранения СССР, Всесоюзное науч. об-во травматологов-ортопедов).

Статья поступила 27 ноября 1978 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП

ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫЕ ТОЧКИ

Использование лазера на алюмо-иттриевом гранате с мощностью излучения 3 Вт расширяет возможности лазерных установок для акупунктуры в связи с выраженным тепловым воздействием такого излучения на глубоко залегающие центры биологической активности.

УДК 615.471:616—085.849.19

Действие излучения гелий-неоновых лазеров на биологически активные точки при болевых синдромах не всегда эффективно из-за низкой мощности таких лазеров и связанной с этим необходимостью длительной экспозиции облучения.

С целью повышения эффективности установок для лазерной акупунктуры изучалось воздействие на БАТ лазерного излучения с длиной волны 1,06 мкм. При этом использовалась установка, разработанная на базе серийного лазера на алюмо-иттриевом гранате ЛТ-2 с выходной мощностью 3 Вт.

Конструктивно установка состоит из блоков питания, охлаждения и стойки, на которой закреплена лазерная головка с шарнирно-зеркальным световодом. Наконечник световода имеет набор сменных линз, позволяющих фокусировать и расфокусировать излучение. Наведение луча в зону воздействия осуществляется с помощью вспомогательного гелий-неонового лазера, расположенного соосно с кристаллом граната. Продолжительность воздействия излучения устанавливается реле времени, которое управляет электромеханическим затвором.

Клинические исследования установки, направленные на выявление возможности снятия болевого синдрома при иридоциклите, абсолютно болящей глаукоме, остром приступе глаукомы, а также в послеоперационном периоде показали, что после 4—13 сеансов у всех пациентов может быть получен болеутоляющий эффект.

Эти результаты свидетельствуют о возможности использования лазерной акупунктуры в качестве подготовительного этапа к операциям на глазе и комплексного воздействия лазерного излучения с традиционной местной анестезией. Очевидно, возможности акупунктуры лазером на алюмо-иттриевом гранате не исчерпываются данной сферой применения.

*Б. Б. Горбатенко, В. А. Панаев, П. И. Сапрыкин,
Г. Н. Тархов, А. П. Шубочкин*

В.Л.Кобрянский, В.В.Миклашевич,
А.В.Мостицкий, А.А.Побирчий,
В.М.Худзинский

КРИОМЕДИЦИНСКАЯ УСТАНОВКА НА ОСНОВЕ ДРОССЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ОХЛАЖДЕНИЯ ЗАМКНУТОГО ЦИКЛА

Разработанная установка, способная функционировать несколько лет без пополнения хладагента, предназначена для использования в различных областях медицины — стоматологии, дерматологии, оториноларингологии и др.

УДК 615.832:621.59

Криомедицинские установки по виду осуществляемого процесса охлаждения можно разделить на две группы: работающие по разомкнутому циклу и работающие по замкнутому циклу.

Наибольшее распространение получили установки первой группы, в которых охлаждение осуществляется за счет расходования запаса хладагента (жидкого азота, твердой углекислоты, перекиси водорода и т.п.), который после использования выбрасывается в окружающую среду. Такие установки просты по конструкции, бесшумны в работе, имеют небольшие габариты и массу криоинструмента, но необходимость периодического пополнения хладагента усложняет их эксплуатацию.

Кроме того, при дозаправке хладагентом они требуют специальных мер предосторожности.

Указанных недостатков лишены криомедицинские установки на основе систем охлаждения замкнутого цикла. В таких устройствах специальный хладагент циркулирует в замкнутом контуре в течение сравнительно длительного времени (от сотен часов до нескольких лет). Хотя эти установки, как правило, сложнее и дороже установок первой группы, но простота и безопасность их обслуживания, способность длительное время работать без пополнения хладагента открывают широкие перспективы внедрения их в клиниках, даже отдаленных от крупных промышленных центров.

В числе криомедицинских установок, созданных на основе дроссельной микрокриогенной системы замкнутого цикла, — установка, предназначенная

для криодеструкции тканей (рис. 1), которая может быть использована в стоматологии, дерматологии, оториноларингологии и других областях медицины.

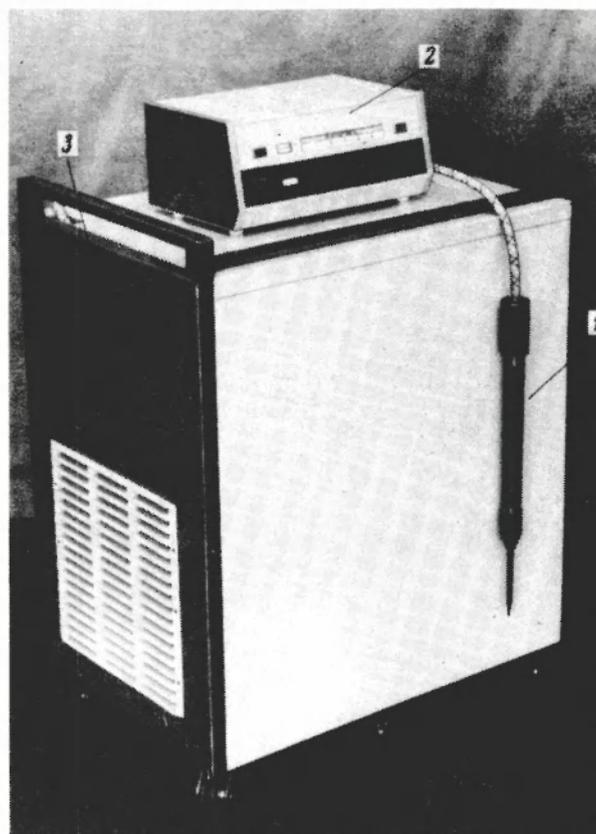


Рис. 1. Криомедицинская установка на основе дроссельной системы охлаждения замкнутого цикла: 1 — криоинструмент, 2 — пульт управления, 3 — компрессорная установка

Техническая характеристика

Температура криовоздействия, °С	от -165 до 0
Стабильность поддержания заданной температуры, °С	±4
Время подготовки установки к работе, мин	≤ 40
Время отогрева криоинструмента, мин	≤ 1,5
Время выхода установки на режим после отогрева криоинструмента, мин	4
Ресурс работы, ч	≥ 10000
Масса, кг	≤ 140
Напряжение питания, В	380 (50 Гц)
Потребляемая мощность, Вт	≤ 600

Конструктивно установка содержит три основных узла: криоинструмент, пульт управления и компрессорную установку. Пульт управления может располагаться на специальной стойке.

Компрессорная установка выполнена на основе серийного хладонового компрессора типа ФГ-1,1. Подача сжатой азотно-углеводородной смеси от

компрессорной установки к криоинструменту, в котором расположен теплообменник с дросселем, и возврат расширенной смеси в компрессорную установку осуществляются по гибкому шлангу, в котором трубопроводы сжатого и расширенного потоков расположены коаксиально.

Пульт управления служит для включения системы охлаждения и обогрева наконечника криоинструмента. Необходимая температура криоинструмента задается с помощью задатчика температуры, о ее достижении сигнализирует световой индикатор. На пульте предусмотрена также регулировка времени обогрева криоинструмента. Запись температуры криоинструмента может быть осуществлена при подключении самописца.

Криоинструмент состоит из трех частей: вакуумного корпуса, теплообменника с дросселем для охлаждения прямого потока газа, поступающего из компрессорной установки, и сменных наконечников. Масса криоинструмента обычно не превышает 600 г; максимальные размеры: диаметр 30 мм, длина 270 мм. На рис. 2 показан криоинструмент с набором наконечников для стоматологии. Криоинструмент может быть удален от пульта управления на 2–2,5 м, а от компрессорной установки — на 10–15 м.

Испытания криомедицинской установки, проведенные на кафедре терапевтической и госпитальной стоматологии Киевского медицинского института, показали, что она может быть с успехом использована при лечении таких стоматологических заболеваний, как пародонтоз, гипертрофический гингивит, перикоронарит, эпюлид. Положительные результаты получены также при лечении болезней слизистой оболочки полости рта — лейкоплакии, красном плоском лишае, полиномах, гемангиомах и других заболеваниях.

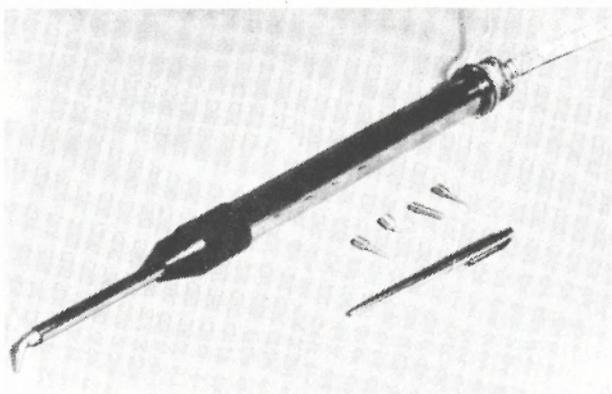


Рис. 2. Криоинструмент с набором наконечников для стоматологии

Дальнейшее совершенствование криомедицинской установки с целью увеличения холодопроизводительности позволит использовать ее в самых различных областях медицины, в том числе в онкологии и хирургии.

Статья поступила 9 июня 1978 г.

В. П. Выжелевский, В. А. Папаев,
Б. М. Пузанов, Г. Н. Тархов

УСТАНОВКА НА ОСНОВЕ МАЛОМОЩНЫХ ОКГ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ТРОФИЧЕСКИХ ЯЗВ, ДОЛГО НЕ ЗАЖИВАЮЩИХ РАН И КОСТНЫХ ПЕРЕЛОМОВ

Использование лазерной установки "Клиника-1" сокращает время заживления трофических язв и ран различного происхождения, обеспечивая стойкий терапевтический эффект практически во всех случаях заболеваний.

УДК 615.47:621.373.826

Экспериментальные и клинические исследования воздействия излучения оптических квантовых генераторов на биологические объекты позволили сделать реальные шаги в области конструирования лазерной аппаратуры для клинического использования в лечении больных с трофическими язвами, длительно не заживающими ранами и замедленной консолидацией переломов длинных трубчатых костей [1, 2].

Одной из специализированных установок такого назначения является "Клиника-1" (рис. 1), обеспечивающая возможность квазинепрерывного и непрерывного облучения в ультрафиолетовой ($\lambda = 0,337$ мкм), видимой ($\lambda = 0,63$ мкм) и инфра-

красной $\lambda = 10,6$ мкм) части спектра. Источниками излучения являются соответственно серийно выпускаемые лазеры ЛГИ-21, ЛГ-56, ЛГ-23 с системой подсветки на базе лазера ЛГ-28.

Установка выполнена в виде передвижного моноблока, содержащего лазерные излучатели с блоками питания и управления. Шарнирная система подвески колес платформы, на которой установлен моноблок, позволяет оператору перемещать установку с усилием не более 150Н. Система подвески излучателей, обладающая тремя степенями свободы, в совокупности с системой вертикального перемещения по несущей колонке дает возможность облучать больных как в положении лежа (на опера-

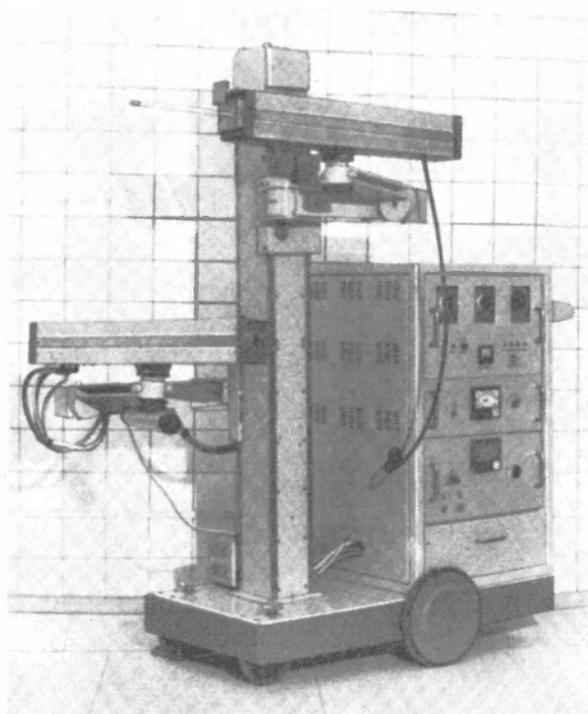


Рис. 1. Установка "Клиника-1"

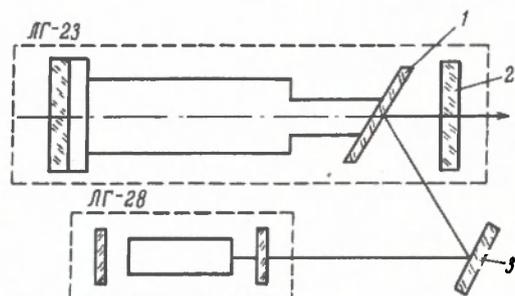


Рис.2. Схема совмещения оптических осей лазеров видимого и ИК диапазонов в установке "Клиника-1": 1,3 – отражатели; 2 – выходное зеркало лазера ЛГ-23

ционном столе), так и сидя (в специальном кресле). Фиксация положения излучателей осуществляется системой ручных стопоров.

Излучатель на базе инфракрасного лазера ЛГ-23 собран в едином корпусе с оптической системой расфокусировки излучения и системой указания центра зоны облучения на базе лазера ЛГ-28. Совмещение оптических осей этих лазеров (рис. 2) осуществляется отражателями 1 и 3, причем в качестве первого использовано выходное окно газоразрядной трубки лазера ЛГ-23, расположенное под углом Брюстера к его оптической оси. Видимое излучение лазера ЛГ-28, проходя через отверстие в выходном зеркале лазера ЛГ-23, указывает центр зоны облучения инфракрасным излучением. Оптическая система расфокусировки инфракрасного излучения состоит из вращающегося барабана, в котором закреплены восемь просветленных для излучения с длиной волны 10,6 мкм линз из оптической керамики на основе ZnS с различными фокусными расстояниями, выбранными таким образом, чтобы на облучаемой поверхности, располагаемой на расстоянии 50 см от излучателя, создать зоны облучения диаметрами 10, 20, 30, 40, 50, 70, 90 и 110 мм. Плотность инфракрасного излучения в этих зонах изменяется от 0,5 до 0,04 Вт/см² при работе лазера ЛГ-23 в режиме излучения максимальной мощности (2 Вт). Положение барабана фиксируется шариковым фиксатором, а размер зоны облучения указан на ободке барабана. Для пропускания видимого излучения лазера ЛГ-28 при выборе центра зоны облучения в барабане изменяется выходное отверстие. Мощность излучения ЛГ-28 при этом составляет 1 мВт.

В целях охлаждения лазера ЛГ-23 предусмотрен подвод водопроводной воды с расходом до 3 л/мин. Лазер ЛГ-28 имеет естественное воздушное охлаждение.

Излучатели на базе ультрафиолетового лазера ЛГИ-21 и лазера видимого диапазона ЛГ-56 по мере необходимости выводятся соответствующим разворотом рычагов системы подвески и фиксируются на рабочей позиции. Конструктивное исполнение оптических систем расфокусировки этих лазеров аналогично описанному выше для лазера инфракрасного излучения. Параметры оптической системы расфокусировки ультрафиолетового излучения, содержащей восемь кварцевых линз, обеспечивают те же размеры зон облучения, что и лазер ЛГ-23.

Лазер ЛГИ-21, излучающий в импульсно-периодическом режиме, имеет частоту следования импульсов до 100 Гц, длительность импульса 10 нс, мощность излучения в импульсе 2 кВт, среднюю мощность излучения 2 мВт. В зависимости от параметров фокусирующей оптики обеспечивается средняя плотность ультрафиолетового излучения от 2 до 0,016 мВт/см². Визуализация облучаемой зоны в случае использования ультрафиолетового излучения обеспечивается за счет люминесценции тканей поверхности раны или язвы.

В оптической системе расфокусировки излучения видимого диапазона (красная область) использованы линзы из оптического стекла марки К-8, параметры которых обеспечивают на облучаемой поверхности размеры зоны облучения от 10 до 110 мм в диаметре. Плотность излучения в этих зонах при работе лазера ЛГ-56 в режиме излучения максимальной мощности (2 мВт) составляет 2–0,016 мВт/см². Лазеры ЛГИ-21 и ЛГ-56 имеют естественное воздушное охлаждение.

Результаты клинических испытаний установки "Клиника-1" свидетельствуют об эффективности использования лазеротерапии для лечения трофических язв и длительно не заживающих ран при ожогах и травмах. Курс лечения составляет от 20 до 25 сеансов. В 96% случаев при лечении 200 больных с трофическими язвами и длительно не заживающими ранами отмечено полное их заживление. В 95% случаев в лечении 70 больных с замедленной консолидацией при переломах костей голени наблюдался рост костной мозоли.

ЛИТЕРАТУРА

1. Крачевский В.И., Смсарян А.А. Лазерная терапевтическая установка УТЛ-2 — "Электронная пром-сть", 1974, вып.9.
2. Макеева Н.С., Шур В.В. Лазерная терапевтическая установка. — "Электронная пром-сть", 1973, вып. 10.

Статья поступила 2 января 1979 г.

А. Б. Шехтер, В. В. Шур,

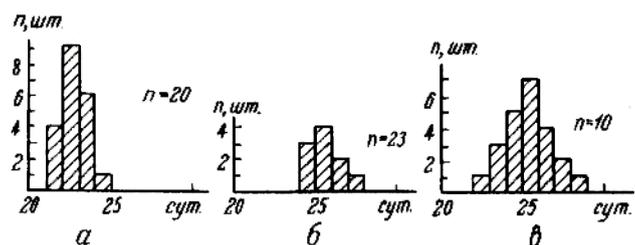
ВЛИЯНИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ ГЕЛИЙ-НЕОНОВОГО И АЗОТНОГО ОКГ НА ЗАЖИВЛЕНИЕ КОЖНЫХ РАН

УДК 615.47:621.373.826

Монохроматическое когерентное излучение гелий-неонового лазера оказывает стимулирующее действие на процессы регенерации и используется при лечении трофических язв и вяло гранулирующих ран [1–3]. Однако механизм этого действия изучен недостаточно полно, а исследования влияния азотного ОКГ на процессы регенерации пока малочисленны [4].

С целью определения эффективности заживления кожных ран под действием лазерного излучения были поставлены две серии опытов. В первой изучалось действие гелий-неонового лазера, во второй — азотного. Полученные операционным путем на подопытных крысах полнослойные кожные раны площадью около 350 мм² облучались гелий-неоновым лазером (экспозиция 5 мин, удельная плотность мощности 3,3–3,6 мВт/см²), некогерентным красным светом или не подвергались облучению. Последние две группы животных являлись контрольными.

Визуальные и планиметрические наблюдения процесса заживления показали, что размеры ран в течение первой недели после операции у всех групп животных уменьшались практически одинаково. В дальнейшем более активное заживление наблюдалось в первой группе (см. рисунок). К концу третьей недели после операции процессы репаративной регенерации в ране в основном заканчивались: раневая полость заполнялась фиброзно-рубцовой тканью,



Гистограммы заживления кожных ран у подопытных крыс под действием облучения гелий-неоновым лазером (а), некогерентным красным светом (б) и без облучения (в)

большая часть которой была покрыта новообразованным эпителием.

Гистологические и гистохимические исследования, проведенные в различные сроки заживления ран, указывают на отсутствие принципиальных отличий в структуре грануляционной ткани у животных опытной и контрольных групп. Однако уже на седьмой день после операции у животных опытной группы отмечалась усиленная пролиферация фибробластов и большая зрелость грануляционной ткани в сравнении с контрольной группой. Наблюдалось также увеличение числа капилляров. Образовавшийся после заживления ран рубец имел одинаковую структуру в опытной и контрольной группах животных.

При облучении ран азотным ОКГ (удельная плотность мощности излучения 0,4–0,5 мВт/см², экспозиция 5 мин, число облучений – 7) получены следующие результаты. Прочность кожного рубца на разрыв облученных участков линейных швов на седьмые сутки после операции была на 14% выше, чем необлученных участков. Гистологические и гистохимические исследования показали, что к концу недели вся раневая щель заполнялась новообразованной соединительной тканью. Однако в облученной области рубцовая ткань имела более зрелый характер, коллагеновые волокна располагались в ней более плотно, содержание нейтрофильных лейкоцитов было уменьшено, в цитоплазме фибробластов наблюдалось повышенное содержание РНК, свидетельствующее об усилении биосинтетических процессов. Регенерирующий эпидермис, покрывающий раневую щель в облученных участках, также имел более зрелый характер и был лучше дифференцирован, чем в необлученных областях.

Таким образом, результаты проведенных исследований свидетельствуют об эффективности использования азотного ОКГ для заживления кожных ран, для усиления процессов регенерации вяло гранулирующих ран и трофических язв.

ЛИТЕРАТУРА

1. Девятков Н.Д., Бабаянц Р.С., Ракчеев А.П., Иванов О.Л., Макеева Н.С., Шур В.В. Влияние лазерного излучения малой мощности на аллергические дерматозы. – В кн.: 6-й Всесоюзный съезд дерматовенерологов (тезисы докладов). Харьков, 25–29 сентября 1973 г.

2. Шур В.В., Макеева Н.С. Использование излучения гелий-неонового ОКГ для ускорения заживления ран. – В кн.: Некоторые вопросы биодинамики и биоэнергетики организма в норме и патологии, биостимуляция лазерным излучением. Материалы Республиканской конференции 11–13 мая 1971 г. Алма-Ата.

3. Кошелев В.Н., Папаев В.А., Степаненко С.Г., Башарова Т.В., Цапко А.И. Применение лазерного излучения в терапии длительно незаживающих ран и трофических язв. –

В кн.: Материалы конференции "Вопросы гнойной хирургии". Саратов, 1974.

4. Задорожный Б.А., Сафронов Б.Г., Дюба В.М. Морфологические и гистохимические изменения в коже под влиянием газовых лазеров малой мощности. – "Вестник дерматологии", 1976.

Статья поступила 5 декабря 1978 г.

Т.Н. Александровская, Н.С. Макеева,
А.М. Шапиро, В.В. Щур

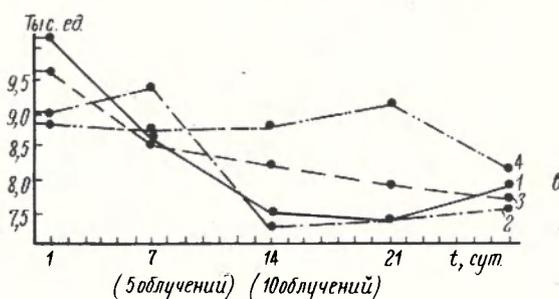
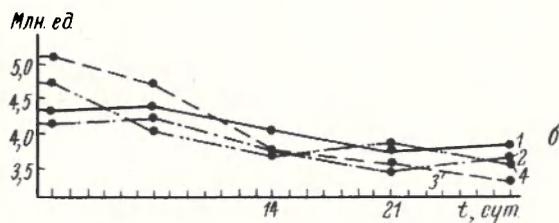
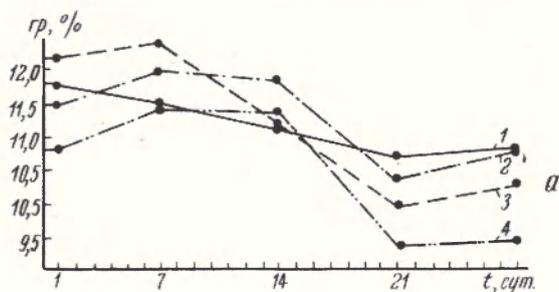
БИОЛОГИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ АЗОТНОГО ОКГ НА ЖИВОЙ ОРГАНИЗМ

УДК 615.47:621.373.826

Электромагнитное излучение УФ части спектра широко применяется в медицине при лечении различных заболеваний. Исследования влияния такого излучения на живой организм, которые проводились при использовании установки на базе азотного лазера ЛГИ-21 ($\lambda = 337,1$ нм, средняя мощность излучения 2 мВт), позволили установить некоторые закономерности в реакции организма на указанное воздействие.

Исследование периферической крови животных, которые получали различные дозы облучения (экспозиция 3 и 30 мин), подвергались действию некогерентного излучения (30 мин) или не облучались (контрольная группа), показало, что во всех случаях четко проявляется реакция организма на облучение. Наблюдается тенденция к снижению количества гемоглобина, эритроцитов и лейкоцитов в группах облученных животных (см. рис.). Такое снижение в контрольной группе может быть связано с частыми заборами крови на анализ. В опытных группах эти изменения носили более выраженный характер при увеличении дозы облучения. Статистически достоверное ($P < 0,05$) снижение количества гемоглобина и эритроцитов наблюдалось на 7 и 14 сутки после прекращения облучения. В то же время существенных изменений в лейкоцитарной формуле не обнаружено.

Результаты биохимического исследования сыворотки крови свидетельствуют об уменьшении активности щелочной фосфатазы и уровня холестерина под влиянием некогерентного излучения, которые остаются пониженными по сравнению с контролем во все время наблюдения. Дина-



Динамика изменения под влиянием лазерного УФ излучения гемоглобина (а), эритроцитов (б) и лейкоцитов (в): 1 – контрольная группа; 2 – облучение некогерентным УФ светом в течение 30 мин; 3, 4 – облучение азотным лазером в течение 3 и 30 мин соответственно

Динамика изменения кальция и фосфора в крови примерно одинаковы. После первых облучений уровень их достоверно понижался ($P < 0,01$), однако не выходил за границы физиологической нормы, а после прекращения облучения наблюдалась тенденция к его повышению. Процент сахара в сыворотке крови вначале незначительно повышался, а затем снижался, достигая исходных значений спустя некоторое время после прекращения облучения. Общий белок, альбумины, билирубин, азот мочевины и другие показатели также имели тенденцию к снижению.

Следует отметить, что УФ когерентное излучение азотного лазера обладает более длительным последствием, чем, например, излучение гелий-неонового ОКГ.

Вместе с тем, поскольку изменения в составе периферической крови не выходят за пределы физиологической нормы, излучение азотного лазера может быть рекомендовано для проведения исследований в клинических условиях.

Статья поступила 5 декабря 1978 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП

УДК 615.47.621.373.826

УСТАНОВКА НА ОСНОВЕ
ОКГ ДЛЯ ТЕПЛОГО
РАЗРУШЕНИЯ
БИОЛОГИЧЕСКИХ
ОБЪЕКТОВ



УСТАНОВКА МОЖЕТ БЫТЬ ИСПОЛЬЗОВАНА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ РАБОТ ПО ИЗУЧЕНИЮ ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ БОЛЬШОЙ МОЩНОСТИ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ, А ТАКЖЕ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ В КАЧЕСТВЕ ЛАЗЕРНОГО СКАЛЬПЕЛЯ.

Установка предназначена для экспериментальных работ по изучению воздействия мощного лазерного излучения на биологические объекты.

В качестве излучателя в установке использован CO_2 генератор ЛГ-22, имеющий выходную мощность 32 Вт и длину волны излучения 10,6 мкм; долговечность активного элемента составляет 500 ч, расходимость излучения в многомодовом режиме – 5 мрад.

Передача энергии в зону облучения осуществляется шарнирным световодом, состоящим из трех металлических зеркал с золотым отражающим покрытием и выходной иррановой линзы. Световод имеет шесть степеней свободы и сбалансирован во всех плоскостях. Наконечник световода – съемный, что дает возможность его стерилизовать. Для обеспечения наведения сфокусированного излучения в требуемую точку наконечник снабжен металлической указкой. Включение и выключение подачи излучения осуществляется дистанционно с помощью выносной ножной педали. На выходе световода максимальная мощность излучения – 20 Вт; диаметр фокального пятна – 250 мкм.

Стойку с генератором и тележку с блоком питания можно легко передвигать по помещению.

В. П. Выжелевский, В. А. Панаев,
Б. Н. Пузанов, Г. Н. Тархов

Г.В.Боярских, С.М.Зубкова

МЕХАНИЗМ БИОЛОГИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

УДК 621.373.826.095

В настоящее время достаточно широкое практическое применение находят не только высокоэнергетические, но и низкоэнергетические источники лазерного излучения. Последние, в особенности гелий-неоновый лазер, оказывают стимулирующее действие на процессы регенерации кожной, соединительной, мышечной и костной ткани [1]. Такие лазеры начинают использовать и для лечения некоторых заболеваний воспалительного, обменного и аллергического характера [1–3]. Лазерное излучение небольших интенсивностей является также эффективным стимулятором развития растительного организма, а при длительном воздействии – мутагенным фактором сельскохозяйственных растений [4].

Применение лазера в указанных областях стало возможным благодаря проводимым совместно биологами и медиками исследованиям механизма биологического действия лазерного излучения, дающим возможность определять оптимальные режимы воздействия излучения в зависимости от поставленной цели, избегать отрицательных эффектов, выявлять конкретные области применения эффекта лазерного воздействия и целенаправленно разрабатывать необходимую для этих целей лазерную аппаратуру.

В числе таких исследований – изучение влияния лазерного излучения на состояние митохондриального аппарата.

Для восприятия квантов лазерного излучения в биологической системе должны присутствовать молекулы, поглощающие в данной области спектра и играющие роль сенсбилизаторов реакций. Акцептором квантов красного света может быть фермент каталаза, один из максимумов поглощения которого (628 нм) очень близок к длине излучения гелий-неонового лазера (632,8 нм) [5]. Фермент каталаза представляет собой макромолекулу, состоящую из белковой части (апофермента) и активного центра (феррипропорфирина). В связи с гетерогенностью строения ее спектр имеет несколько максимумов поглощения, и в частности 280, 406 и 628 нм. Каталаза локализована в клетке в микротельцах, тесно связанных с митохондриями – основной энергетической базой клетки. По современным представлениям, биологическая роль каталазы в клетке сводится, с одной стороны, к регуляции внутриклеточного содержания перекисей и, с другой, – к участию в окислительных процессах, связанных с энергообеспечением клетки путем синтеза богатых энергией связей аденозинтрифосфорной кислоты – АТФ.

В проведенных экспериментах *in vitro* обнаружено изменение спектра поглощения каталазы при облучении ее растворов лазерным излучением ($\lambda = 632,8$ нм, плотность мощности 1 мВт/см^2), выражающееся в изменении соотношения величин поглощения при вышеуказанных максимумах.

Последующие опыты с использованием системы специальных ингибиторов, блокирующих работу либо только активного центра, либо только апофермента, показали, что к действию данного лазерного излучения чувствителен именно активный центр каталазы.

Проведенные опыты *in vitro* на работающих митохондриях печени крыс показали, что лазерное излучение ($\lambda = 632,8$ нм, плотность мощности 1 мВт/см^2 , экспозиция 1 мин, температура 34°C) действительно усиливает образование АТФ в митохондриях, что выражается в увеличении скорости фосфорилирования $\text{АДФ}/\tau$ (АДФ – аденозиндифосфорная кислота, субстрат для синтеза АТФ; τ – время фосфорилирования). Добавление в систему ингибитора каталазы угнетает этот эффект, а дополнительное облучение снимает действие ингибитора и восстанавливает эффект (табл. 1).

Таблица 1
Скорость фосфорилирования в митохондриях печени крыс при воздействии лазерного излучения и ингибитора каталазы (*in vitro*)

Митохондрии подопытных животных	Скорость фосфорилирования АТФ/ τ
контрольной группы	4,3 ± 0,09
облученные лазером	6,3 ± 0,1
с добавкой каталазы	6,0 ± 0,08
с добавкой ингибитора каталазы	3,4 ± 0,12
с добавкой ингибитора, облученные лазером	6,0 ± 0,1

При исследовании *in vivo* митохондрий коры головного мозга крыс, у которых облучалась темная область головы (экспозиция 5 мин, плотность мощности 6 мВт/см^2), также установлено влияние лазерного излучения на фосфорилирующую функцию этих органелл: скорость фосфорилирования увеличивается на 24%, а время фосфорилирования сокращается на 19%.

Последующие эксперименты *in vivo* по непосредственной оценке каталазной и пероксидазной активности митохондрий также показали, что излучение гелий-неонового лазера повышает именно пероксидазную активность митохондрий, выделенных из мозга облученных животных (табл. 2).

Таблица 2
Каталазная и пероксидазная активность митохондрий мозга крыс при воздействии лазерного излучения и ингибитора каталазы (*in vivo*)

Митохондрии подопытных животных	Каталазная активность выделенного O_2 на 1 мг белка, нм	Пероксидазная активность потребленного H_2O_2 на 1 мг белка, нм
контрольной группы	37,2 ± 2,5	7,8 ± 1,5
облученные лазером	33,4 ± 1,8	15,4 ± 3,2
с добавкой ингибитора каталазы	43,5 ± 2,5	1,5 ± 1,6
с добавкой ингибитора каталазы, облученные лазером	33,0 ± 1,8	12,0 ± 2,8

Изучение метаболического состояния используемых в опытах митохондрий, т.е. их функциональной полноценности, показало отсутствие повреждающих изменений основных функциональных показателей, что свидетель-

ствует о нормальном функционировании этих органелл в условиях лазерного облучения.

Таким образом, используемые режимы лазерного облучения не только не вызывают патологических изменений в митохондриях, но способствуют повышению их энергизации.

Результаты всех проведенных экспериментов свидетельствуют о том, что энергия лазерного излучения, усиливая пероксидазную активность каталазы, участвующей в реакциях окислительного фосфорилирования, в конечном итоге преобразуется в энергию фосфатных связей АТФ митохондрий.

Разумеется, каталаза — не единственный чувствительный к лазерному излучению компонент клетки, поскольку только в реакциях окислительного фосфорилирования участвует целый ряд макромолекул, имеющих максимумы поглощения в области 600 нм (например, цитохромы, пигменты). Однако звено с участием каталазы несомненно играет важную роль в цепи процессов взаимодействия данного излучения с клеткой.

Поскольку митохондрии имеют тесную функциональную связь с другими клеточными мембранными структурами — ядром, рибосомами, лизосомами и т.д., — то и эти органеллы вовлекаются в реакцию клетки на лазерное излучение, что подтверждается более ранними опытами на клетках головного мозга крыс [6].

Гистохимические исследования показали, что лазерное излучение (632,8 нм) способствует стабилизации лизосомальной мембраны. Электронномикроскопические исследования также показывают функционально обратимые изменения в ультраструктуре нейрона, которые выражаются в увеличении поверхности ядерной мембраны, количества рибосом и полисом в приядерной зоне цитоплазмы усиления активности митохондриального и синаптического аппарата. Эти изменения свидетельствуют об активации ядерно-цитоплазматических отношений, т.е. об усилении синтетических процессов в клетке.

Обнаруженные эффекты энергизации митохондрий, стабилизации лизосом, активации ядерно-цитоплазматических отношений, очевидно, могут быть положены в основу объяснения как терапевтического действия излучения гелий-неонового лазера, так и его стимулирующего влияния на процессы развития растительного организма.

ЛИТЕРАТУРА

1. Проблемы биоэнергетики организма и стимуляции лазерным излучением. Материалы Всесоюзного семинара. Алма-Ата, 1976.
2. Юхвилова Ж.М., Макеева Н.С., Боярских Г.В., Зиновьев О.И. Использование гелий-неоновых лазеров при лечении некоторых заболеваний прямой кишки. — В кн.: Актуальные вопросы гастроэнтерологии, 1975.
3. Боярских Г.В., Заусаев В.И., Макеева Н.С., Сидорова Т.А., Ушаков А.И., Малогабаритная лазерная терапевтическая установка. — "Электронная пром-сть", 1976, вып. 4.
4. Материалы Всесоюзного симпозиума по молекулярной биологии и прикладной биофизике сельхозрастений. Кишинев, 1977.
5. Зубкова С.М. О возможной роли каталазы в реакции митохондрий на излучение гелий-неонового лазера. — "Вопросы курортологии и физиотерапии", 1976, № 6.
6. Аджимолаев Т.А., Зубкова С.М., Лапрун И.Б. Структурно-функциональные изменения нервных клеток при лазерном облучении. — В кн.: Средства и методы квантовой электроники в медицине. М, 1976.

Статья поступила 5 декабря 1978 г.

П.И.Зубков, В.А.Осипов,
Л.С.Россиянский, С.П.Шурин

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС "ЭЛИТЕРИС-ИИК"

Комплекс "Элитерис-ИИК" предназначен для проведения всесторонних исследований в области рефлексотерапии с целью экспериментального и теоретического обоснования методов диагностики и терапии с использованием электрических параметров биологически активных точек.

УДК 615.471:616-071

Известно, что традиционная акупунктура оперирует с большим (>730) количеством БАТ. Попытка систематизировать их по каким бы то ни было параметрам требует обработки в реальном масштабе времени большого объема статистической информации, что возможно только с помощью ЭВМ. При этом в состав цифровых вычислительных устройств должны входить средства первичной аналоговой обработки и измерения параметров, характеризующих состояние биообъекта, т.е. необходимо создание гибридной цифроаналоговой информационно-измерительной системы. Разница точностных характеристик цифровых и аналоговых устройств в этой системе должна компенсироваться сокращением объема программного обеспечения и увеличением скорости обработки информации, одновременно поступающей по нескольким измерительным каналам на вход ЭВМ.

Такой системой является информационно-измерительный комплекс "Элитерис-ИИК" (рис. 1). Аналоговыми средствами в нем служат усилители с высоким входным сопротивлением и коэффициентом ослабления синфазных помех; широкополосные измерители импедансов южи; амплитудные и временные дискриминаторы; дифференцирующие и интегрирующие устройства; экстрематоры, измерители пиковых, средневывпрямленных и эффективных значений напряжения произвольной формы; различные фильтры, спектральные анализаторы. Их выходные сигналы, пропорциональные измеряемым величинам, вводятся через АЦП в ЭВМ.

Результаты обработки сигналов автоматически выводятся на печатающее устройство или на экран универсального графического дисплея (в графич-

ческой или алфавитно-цифровой форме), а также на стенд топографии каналов и БАТ. Эти результаты используются для последующей диагностики состояния БАТ, каналов, органов и систем органов и их взаимосвязи, проводимой специалистами по рефлексотерапии.

ЭВМ при ее работе в составе ИИК осуществляет организацию обмена информацией между БАТ и операторами, обработку и хранение получаемой информации; выдачу информации на устройства управления, печати и индикации.

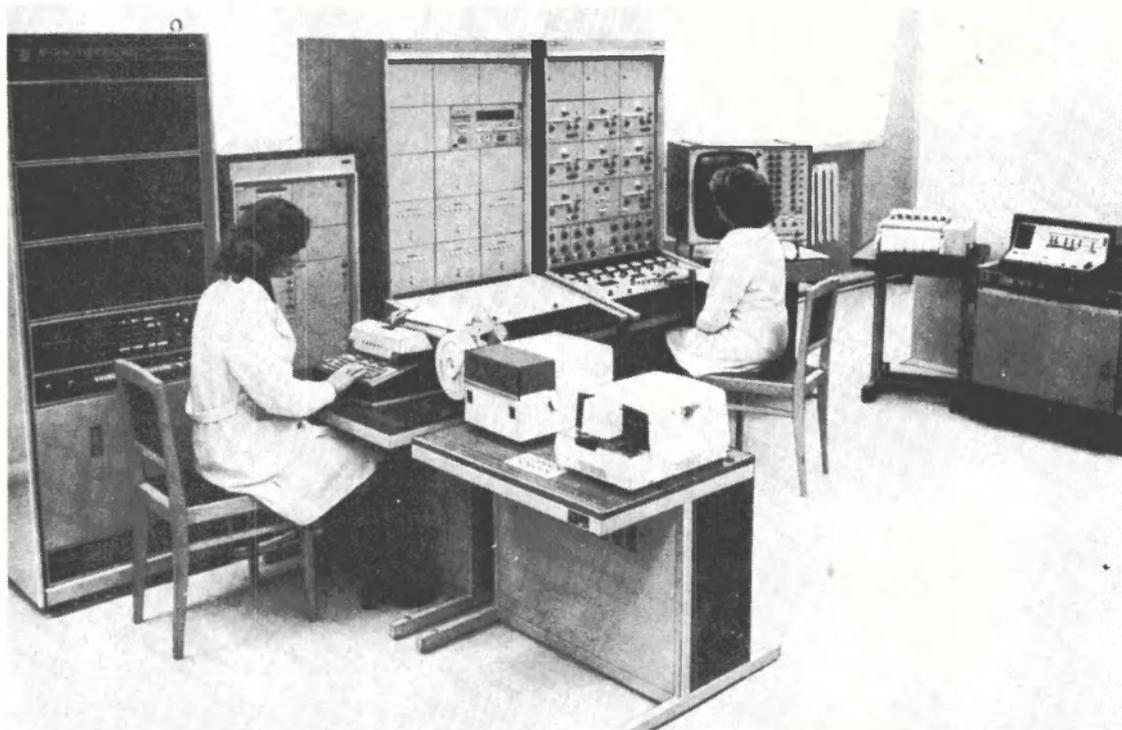


Рис. 1. Информационно-измерительный комплекс "Элитерис-ИИК"

Функциональная схема "Элитерис-ИИК" представлена на рис. 2.

В состав системы входят следующие устройства: ЭВМ "Электроника-1001", центральный пост (ЦП), устройство согласования с объектом (УСО-1Б), пульт ввода и отображения информации (ПВО-2), аналоговые измерительные средства.

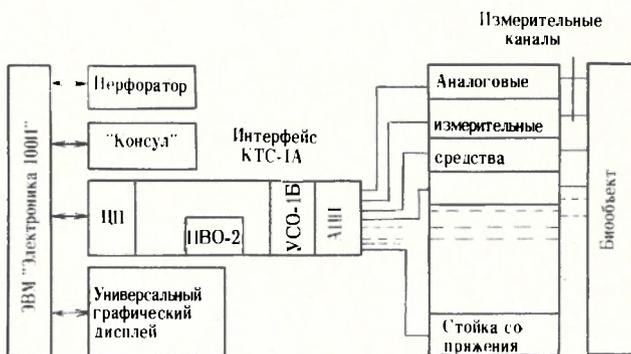


Рис. 2. Функциональная схема комплекса "Элитерис-ИИК"

Стойка сопряжения предназначена для поиска БАТ, предварительной обработки сигналов, снимаемых с БАТ, и подачи их на вход устройства УСО-1Б, согласования биообъектов с интерфейсом, подачи на биообъект импульсов прямоугольной и произвольной формы от внутреннего источника, а также амплитуды и частоты от внешних источников.

Обмен информацией между ЭВМ и оператором производится с помощью пульта ПВО-2.

Гибридный цифроаналоговый комплекс "Элитерис-ИИК" является составной частью исследовательской автоматизированной лечебно-диагностической системы рефлексотерапии, обеспечивающей проведение всесторонних исследований в этой области с целью экспериментального и теоретического обоснования методов диагностики и рефлексотерапии по электрическим параметрам биологически активных точек.

Статья поступила 15 января 1979 г.

В. П. Беляев, В. П. Лагузов, Б. В. Григорьев,
В. В. Карпецкий, С. Д. Петнев, Ю. А. Фелянин

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНСКАЯ УСТАНОВКА ЛГМ-2

Установка на базе углекислого лазера может использоваться как для лечения различных опухолевых и предопухолевых заболеваний, так и в хирургии для операций на обильно кровоснабженных органах, на тканях со значительной жировой прослойкой, на костных тканях и т. д.

УДК 615.471:621.373.826:616-006

Опыт работы с лазерными устройствами в экспериментальной и клинической онкологии показал, что для лечения опухолевых заболеваний кожи и слизистых оболочек, рассечения тканей и органов наиболее перспективны установки, в которых используются лазеры непрерывного действия на углекислом газе [1]. Применяемые для указанных целей установки первого поколения типа "Скальпель-1" и ЛГМ-1 имеют мощность порядка 20–30 Вт.

Необходимость получения в ряде случаев более высокой мощности поставила проблему создания универсальных медицинских установок, имеющих на выходе манипулятора мощность не менее 60 Вт [2]. Одна из таких установок — ЛГМ-2 (рис. 1) — разработана на базе отпаянного лазерного излучателя типа ИЛГН-702, серийно выпускаемого промышленностью. При проектировании установки учтены рекомендации специалистов по ее усовершенствованию и расширению технических возможностей, повышению надежности и удобства эксплуатации, которые получены в процессе клинических испытаний лазерных установок типа ЛГМ-1 в Московском научно-исследовательском онкологическом институте им. П. А. Герцена, в Горьковском государственном медицинском институте им. С. М. Кирова и в Киевском институте проблем онкологии Академии наук УССР.

Компоновка узлов и приборов установки, а также их форма и размеры выполнены в соответствии с эргономическими требованиями к промышленным образцам.

Установка включает в себя стойку с манипулятором и блок управления. Внутри стойки на крон-

штейне, жестко связанном с манипулятором, закреплен лазерный излучатель.

Манипулятор, представляющий собой комбинацию оптических шарниров, соединенных трубами, служит для направления пучка лазерного излучения в заданную область операционного поля. Излучение может быть направлено в любую точку пространства объемом $\sim 0,3 \text{ м}^3$.

В отличие от известных схем крепления, основанных на вращении манипулятора относительно неподвижного излучателя, в установке ЛГМ-2 излучатель вращается вместе с манипулятором. Такое конструктивное решение позволяет ограничиться юстировкой положения излучателя относительно манипулятора только в одной плоскости, совпадающей с осями лазерного пучка и горизонтальной штанги манипулятора, в то время как в других используемых лазерных установках настройка достигается более сложным варьированием положения излучателя относительно манипулятора и требует очень большой точности совмещения их оптических осей при различных положениях манипулятора.

Мощность излучения на выходе манипулятора составляет 80–85% от мощности лазерного излучателя.

Устройство управления лучом. Одной из проблем управления лазерным лучом в медицинских

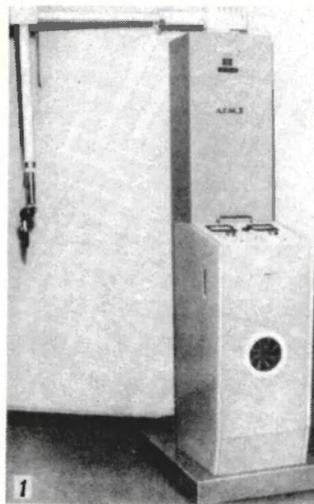


Рис.1 Лазерная установка ЛГМ-2

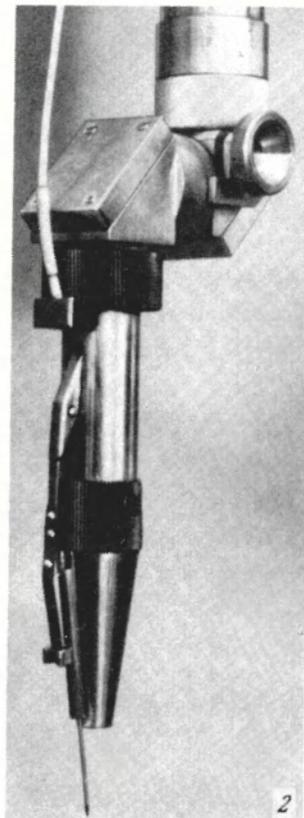


Рис.2. Малогабаритное устройство включения и выключения излучателя

установках является его своевременное и мгновенное включение и отключение. Для этих целей используется обычно ножной выключатель, который отключает или включает питающее напряжение лазера. Но при таком способе управления лазер работает в циклическом режиме, что существенно снижает надежность и долговечность установки.

Кроме того, из-за большой разницы напряжений зажигания и горения разряда возникает необходимость регулировки напряжения после каждого зажигания разряда.

Для установки ЛГМ-2 разработано малогабаритное устройство включения и выключения излучения, управление которым осуществляется кнопкой, размещенной на выходном инструменте, непосредственно под указательным пальцем руки хирурга. Устройство (рис. 2) выполнено таким образом, что игла-указатель фокуса автоматически убирается из операционного поля при нажатии на рычаг, который одновременно, через микровыключатель включает или выключает электромагнитное реле. Реле управляет откидным зеркалом, практически безинерционно открывающим или перекрывающим излучение. При перекрытии излучение направляется на охлаждаемый водой поглотитель, находящийся в стойке установки. Важным достоинством такого устройства, обеспечивающего безопасное проведение операций, является автоматическое отключение

излучения в случае, если хирург выпускает манипулятор из рук.

Устройство для измерения мощности излучения.

Для измерения мощности на выходе манипулятора установки используется датчик ТИ-3 [3], характеризующийся погрешностью менее 5% в диапазоне измерения от 1 до 100 Вт на длине волны 10,6 мкм. Датчик размещается в специальном отсеке стойки установки (рис. 3) и включает в себя поглотитель энергии лазерного излучения и соединенную с ним термопару. Величина возникающей на термопаре ЭДС, которая пропорциональна падающей мощности излучения и практически не зависит от ее распределения по поверхности поглощающего тела датчика, измеряется милливольтметром, вынесенным на лицевую панель блока управления.

Блок управления установкой выполнен в одном корпусе с блоком питания и размещен на тележке совместно со стойкой. На лицевую панель блока вынесены кнопки управления работой установки в различных режимах, контрольно-измерительные приборы и сигнальные лампочки. Конструкция блока управления обеспечивает при постоянно включенном лазере включение и выключение излучения на выходе манипулятора с помощью устройства управления лучом. Уровень выходной мощности может регулироваться как плавно, так и дискретно. Реле времени позволяет получать автоматическую выдержку времени лазерного облучения в диапазоне 80–800 с при проведении терапевтических сеансов.

Питание установки осуществляется от сети переменного тока 220 В (50 Гц).

Установка оборудована системой отсоса из зоны облучения продуктов горения, выделяющихся при взаимодействии лазерного излучения с различными органами и тканями.

Техническая характеристика

Длина волны излучения, мкм	10,6
Мощность излучения на выходе манипулятора, Вт	≥ 60
Плавная регулировка мощности излучения, Вт	от 5 до максимального значения
Дискретная регулировка мощности излучения, %	~ 50
Диапазон автоматических выдержек времени облучения, с	80–800
Размер операционного пространства без поворота манипулятора вокруг вертикальной оси, м	0,5x0,5x0,5
Потребляемая мощность, кВт	< 3
Расход воды, используемой для охлаждения, л/мин	3–4
Диапазон измеряемых мощностей, Вт	1–100
Габариты, м	≤ 2,3x0,7x0,9
Масса, кг	220

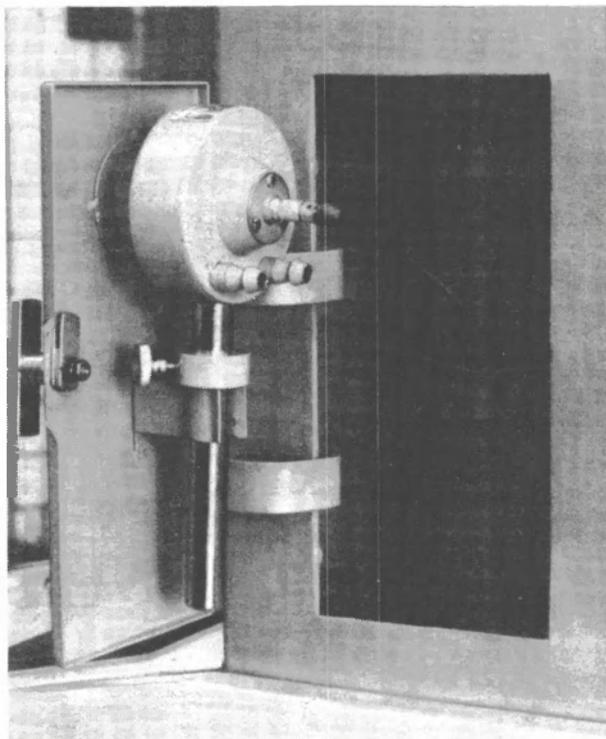


Рис. 3. Датчик для измерения мощности излучения на выходе манипулятора

Многолетний опыт применения установок с лазерами на углекислом газе в медицине и, в частности, в онкологии, показал, что данный вид излучения является перспективным методом лечения различных опухолевых и предопухолевых заболеваний кожи и слизистых оболочек: рака, меланомы, кожных метастаз, злокачественных опухолей, саркоматоза Капоши, папиллом, пигментных невусов, ангиом, фибром и других. Рассмотренная установка ЛГМ-2, помимо этого, может быть использована также в хирургии при проведении операций на обильно кровоснабженных органах, оперирование которых обычными способами связано со значительными потерями крови, операций на тканях со значительной жировой прослойкой и на костных тканях.

Лазерное излучение позволяет провести в ряде случаев радикальные иссечения там, где другие методы излучения неэффективны (рецидивы рака после лучевого и других методов лечения, при диссеминации меланомы и др.).

Относительным противопоказанием к проведению лечения лучами лазера является преклонный возраст больных, тяжелое их состояние, наличие сопутствующих заболеваний.

ЛИТЕРАТУРА

1. Плетнев С.Д., Девятков Н.Д., Беляев В.П., Абдуразаков М.Ш. Газовые лазеры в экспериментальной и клинической онкологии. М., "Медицина", 1978.
2. Karbe E., Beck R., Englisch W., Königsmann G., Kramer H., Petersen W.D. Symposium of Laser Surgery. Israel, 5-6, November, 1975.
3. Авторское свидетельство № 214150 от 27.IX.66 г.

Статья поступила 29 марта 1979 г.

Н. Н. Васильева, Э. А. Гельвич, М. Б. Голант,
Н. Д. Девятков, В. В. Иванов, Е. И. Кубаткина,
В. В. Португалова, Т. Б. Реброва, Л. А. Севастьянова

ВОЗДЕЙСТВИЕ СВЧ КОЛЕБАНИЙ СОВМЕСТНО С РЕНТГЕНОВСКИМ ИЗЛУЧЕНИЕМ ИЛИ ХИМИОПРЕПАРАТАМИ НА НОРМАЛЬНЫЕ И ОПУХОЛЕВЫЕ ПРОЦЕССЫ

Облучение электромагнитными колебаниями миллиметрового диапазона нетепловой интенсивности позволяет значительно снизить вредный эффект от воздействия рентгеновского облучения и химических препаратов, используемых для лечения опухолей.

УДК 615.471:616-085.849.114:616-006

В числе методов, применяющихся в клинической практике для лечения опухолей, широкое распространение получили рентгено- и химиотерапия, действие которых направлено на подавление роста злокачественных новообразований. Однако применение этих способов воздействия на организм приводит к повреждению кроветворной системы, что в значительной степени снижает их эффективность и ограничивает возможность широкого использования. В то же время исследования воздействия СВЧ излучения миллиметрового диапазона небольшой интенсивности на течение нормальных и опухолевых процессов в организме животного показали, что энергия СВЧ колебаний, большая часть которой поглощается в слое глубиной 300-400 мкм, не вызывает грубых нарушений ни в организме, ни даже в этом слое [1]. Это позволило предположить, что целесообразно сочетать воздействие на организм рентгеновского облучения или химических противоопухолевых препаратов с воздействием СВЧ колебаний миллиметрового диапазона [2-7].

Исследование влияния комбинированного действия СВЧ колебаний и рентгеновского излучения на костный мозг экспериментальных животных показало, что воздействие СВЧ излучения с последующим рентгеновским дает возможность сохранить значительно большее количество клеток по сравнению с действием одного рентгеновского излучения: в

·ЭП·



РЕКЛАМА

НОВАЯ КНИГА

**ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЕ
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ
В НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЯХ**

Бутслов М.М., Степанов Б.М., Фанченко С.Д.

М., "Наука", 1978, 432 с.

В книге рассмотрен широкий класс приборов для спектрального преобразования, усиления и анализа изображений.

Представлена экспериментальная и серийно выпускаемая промышленностью (отечественной и зарубежной) аппаратура для электронно-оптической фотографии.

Дан подробный обзор применений ЭОП в физических исследованиях, в астрономии, биологии и медицине.

группе животных, получивших комбинированное воздействие, количество разрушенных клеток в первые сутки составляло 18%, в то время как в группе животных, подвергнутых только рентгеновскому облучению, разрушалось 40% от общего числа клеток костного мозга.

При изменении последовательности облучения (СВЧ излучение после рентгеновского) происходило усиление разрушающего действия рентгеновского облучения (рис.1). Количество разрушенных клеток костного мозга в группе животных, подвергнутых комбинированному воздействию, было больше, чем в группе животных, получивших одно рентгеновское облучение.

Таким образом, только предварительное облучение радиоволнами миллиметрового диапазона способствует уменьшению поражающего эффекта.

В описанных исследованиях облучение проводилось радиоволнами длиной 7,1 мм с плотностью мощности 10–12 мВт/см² в течение 1 ч. В качестве облучателя применялась рупорная антенна, площадь раскрыва которой полностью перекрывала облучаемую поверхность бедра животного. Доза рентгеновского облучения составляла 700 Р.

Работы, проведенные в этой области, указывают на наличие зависимости биологического эффекта "защиты" клеток костного мозга от длины волны СВЧ колебаний, причем эта зависимость носит резонансный характер (рис.2). Ширина резонансной кривой по уровню половинной мощности составляет 0,14–0,2% от средней длины волны. Следовательно, при проведении облучения необходимо правильно выбирать длину волны, достаточно строго ее устанавливать и следить за ее стабильностью.

Эффект уменьшения поражающего действия рентгеновского облучения при его совместном воздействии с СВЧ колебаниями сохранялся и при увеличении дозы рентгеновского излучения до 2100 Р. Полученные результаты были статистически достоверными и многократно воспроизводились.

Изучение реакции отдельных видов клеток костного мозга на воздействие комбинированного облучения показало, что не у всех видов клеток она одинакова. Если клетки эритроидного ряда "защищаются" от разрушающего действия рентгеновского излучения, то клетки лимфоидного ряда разрушаются при комбинированном воздействии так же, как и при действии одного рентгеновского излучения, но восстанавливаются после комбинированного воздействия значительно быстрее. Еще быстрее восстанавливаются некоторые группы клеток миелоидного ряда.

Исследование комбинированного действия СВЧ колебаний и противоопухолевых препаратов разного

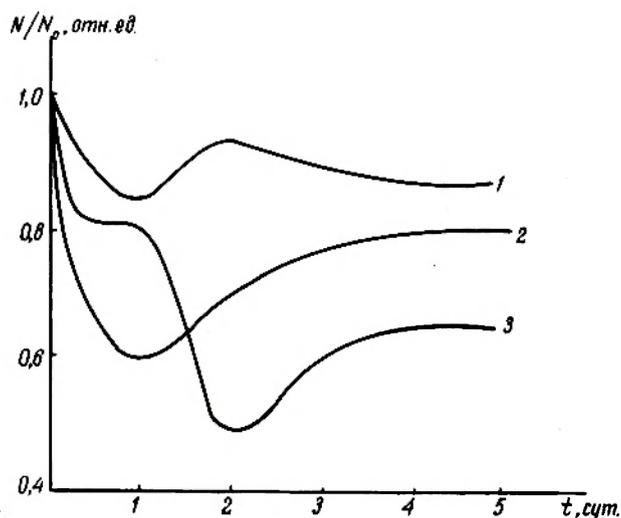


Рис.1. Изменение количества клеток костного мозга экспериментальных животных при воздействии СВЧ колебаний миллиметрового диапазона и рентгеновского облучения дозой 700 Р (1), одного рентгеновского облучения (2) и рентгеновского облучения с последующим СВЧ облучением (3)

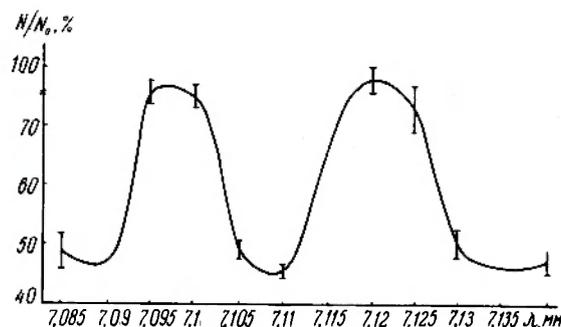


Рис.2. Изменение количества клеток костного мозга экспериментальных животных в зависимости от длины волн СВЧ колебаний при их совместном воздействии с рентгеновским облучением

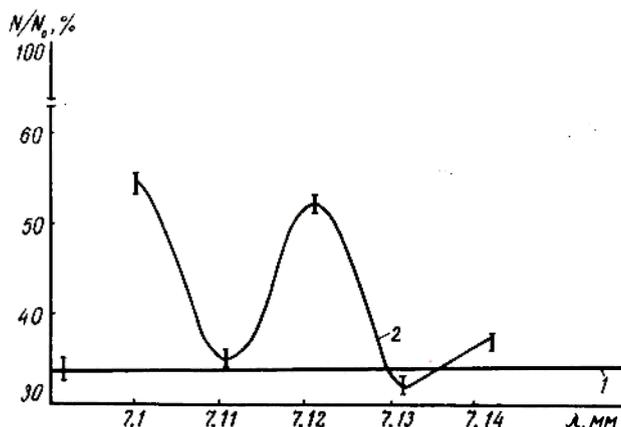


Рис.3. Изменение количества клеток костного мозга экспериментальных животных под воздействием циклофосфана (1) и СВЧ облучения с различной длиной волны в комбинации с циклофосфаном (2)

спектра действия и различного химического состава (хризомалина, сарколизина, циклофосфана, винкристина, фторафура, имифоса) показало, что при всех без исключения комбинациях препаратов с СВЧ излучением миллиметрового диапазона наблюдается сохранение значительного количества клеток костного мозга, периферической крови, печени и селезенки животных. Это можно проиллюстрировать на примере действия одного из наиболее токсичных химических препаратов — циклофосфана (рис. 3). При комбинированном действии количество разрушенных клеток на пятые сутки составляло ~30% от общего числа клеток в норме, при действии одного препарата ~65—70%.

При изучении клеточного состава костного мозга было выяснено, что реакция отдельных видов клеток на комбинированное воздействие неодинакова: одни из них обладают большей восстановительной способностью, рост других подавляется.

Исследование влияния СВЧ колебаний на перививаемые опухоли экспериментальных животных показало, что многократное воздействие СВЧ излучения в некоторой степени тормозит развитие опухоли, однако ее рост вновь начинается после прекращения такого воздействия. При комбинированном действии СВЧ колебаний и рентгеновского излучения опухоль растет в 2—2,5 раза медленнее, чем при воздействии на нее одного рентгеновского излучения. Кроме того, в этом случае после прекращения СВЧ и рентгеновского облучения не происходит значительного роста опухоли. Необходимо отметить, что торможение роста опухоли также зависит от длины волны.

Эти данные представляют большой интерес для клинического использования, однако для получения окончательных выводов о результатах воздействия облучения на различные виды опухолей и о зависимости эффекта торможения их роста от параметров СВЧ колебаний необходимо провести дополнительные исследования.

ЛИТЕРАТУРА

1. Севастьянова Л.А., Потапов С.Л., Адаменко В.Г., Виленская Р.Л. Комбинированное воздействие R и СВЧ излучения на костный мозг. — "Биол. наука", 1969, № 6.
2. Виленская Р.Л., Севастьянова Л.А., Фалеев А.С. Исследование поглощения мк волн в коже экспериментальных животных. — "Электронная техника", 1971, вып. 7.
3. Потапов С.Л., Севастьянова Л.А., Виленская Р.Л. Восстановительные процессы в костном мозге при действии СВЧ излучения. — "Биол. наука", 1974, № 3.
4. Севастьянов Л.А., Потапов С.Л., Васильева Н.Н., Крусанова Н.И., Кубаткина Е.И., Виленская Р.Л. Особенности воздействия радиоволн мм-диапазона в комбинации с фторафуrom на кроветворную систему. — "Биол. наука", 1976, № 12.

5. Севастьянова Л.А., Голант М.Б., Адаменко В.Г., Виленская Р.Л. Влияние СВЧ излучения на изменение количества клеток костного мозга, вызванных действием противоопухолевых препаратов. — "Биол. наука", 1971, № 6.

6. Севастьянова Л.А., Виленская Р.Л. Реакция клеток костного мозга мышей на изменение параметров облучаемой СВЧ радиации мм-диапазона. — "Биол. наука", 1974, № 6.

7. Севастьянова Л.А., Потапов С.Л., Васильева Н.Н., Крусанова Н.И., Кубаткина Е.И., Виленская Р.Л. Изменение клеточного состава костного мозга при действии СВЧ излучения в комбинации с имифосом. — "Биол. наука", 1976, № 7.

Статья поступила 20 июня 1978 г.

Э. А. Гельвич, И. Б. Давыдова, Н. Д. Девятков,
В. В. Кириллов, В. Н. Мазохин,
В. И. Сияговский, П. И. Чиликин

АППАРАТУРА ДЛЯ СВЧ ГИПЕРТЕРМИИ

С помощью ВЧ и СВЧ электромагнитных полей аппаратура обеспечивает создание и поддержание в организме пациента любой температуры в интервале 40—45 °С с точностью $\pm 0,5$ °С. На облучаемый объект от СВЧ и ВЧ излучателей передается до 50% подводимой к ним мощности.

УДК 621.385.6:61

В последние годы в онкологической клинике получил распространение метод гипертермии. Он основан на том, что при перегреве значительно повышается чувствительность раковой клетки к повреждающему влиянию радиационных и химиотерапевтических воздействий, применяемых для ее разрушения.

Первыми применяемыми в клинике методами управляемого перегрева опухолей были метод регионарной перфузии (нагрев отдельных участков тела за счет введения от аппарата искусственного кровообращения перегретой крови в пораженный участок) и метод общего нагрева организма в струйной ванне [1, 2]. Метод перфузии оказался малоэффективным в отношении разрушения опухоли и в то же время вызывал разрушение окружающих здоровых тканей, поэтому в настоящее время он не применяется. Метод общего нагрева более эффективен, хотя длительное нахождение организма при экстремальных температурах не всегда допустимо.

Хорошо известным и широко применяемым в клинике методом является диатермия – физиотерапевтический, достаточно комфортный нагрев с помощью ультракоротких и сантиметровых электромагнитных волн.

Для локальной и общей гипертермии создана аппаратура, основанная также на использовании СВЧ и ВЧ электромагнитных колебаний. При этом она обеспечивает больший уровень излучаемой мощности, необходимую точность дозирования, локализацию нагрева в заданных объемах и поддержание температуры нагреваемой области в заданных пределах.

Установки для локальной гипертермии "Парус-1", "Плот" и "Яхта-1" включают в себя управляемые СВЧ генераторы, систему поддержания заданной температуры и комплекты излучателей.

Установка "Парус-1" служит для нагрева поверхностных и подкожных опухолей, а "Плот" – для нагрева более глубоко расположенных опухолей (рис. 1, а, б). При нагреве тканей организма поддержание в автоматическом режиме любой температуры в диапазоне $37-45^{\circ}\text{C}$ осуществляется с точностью $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$. В установках предусмотрен контроль проходящей по СВЧ тракту и отраженной мощности. Работа СВЧ генераторов контролируется по осциллографическому индикатору, длительность сеанса гипертермии задается на цифровом счетчике времени.

В установке "Парус-1" применен двуханодный магнетрон М-96 с регулируемой выходной мощностью 5–200 Вт на частоте 2450 ± 50 МГц. Напряжение питания подается от сети путем включения М-96 во вторичную обмотку высоковольтного трансформатора по схеме двухполупериодного выпрямителя. При постоянном магнитном поле каждая половина магнетрона генерирует СВЧ колебания в течение части полупериода питающего напряжения, длительность которого определяется двойным углом отсечки анодного тока. Это позволяет использовать два способа управления средней выходной мощностью генератора: изменение амплитуды питающего напряжения или изменение длительности СВЧ импульса при помощи тиристорного регулятора.

Температура в зоне нагрева в цепи автоматической обратной связи контролируется медь-константановой термопарой, горячий спай которой вделан в инъекционную иглу и вводится в нагреваемую ткань, а температура холодных концов поддерживается на уровне 0°C . К датчику температуры подключен источник опорного напряжения. С учетом величины температурной зависимости термо-ЭДС термопары на источнике опорного напряжения устанавливается напряжение, соответствующее для данной термопары той температуре, которая необходима для проведения сеанса локальной гипертермии.

Специальная схема производит сравнение напряжения на термопаре с установленным опорным значением напряжения и в зависимости от знака разности этих напряжений увеличивает или умень-

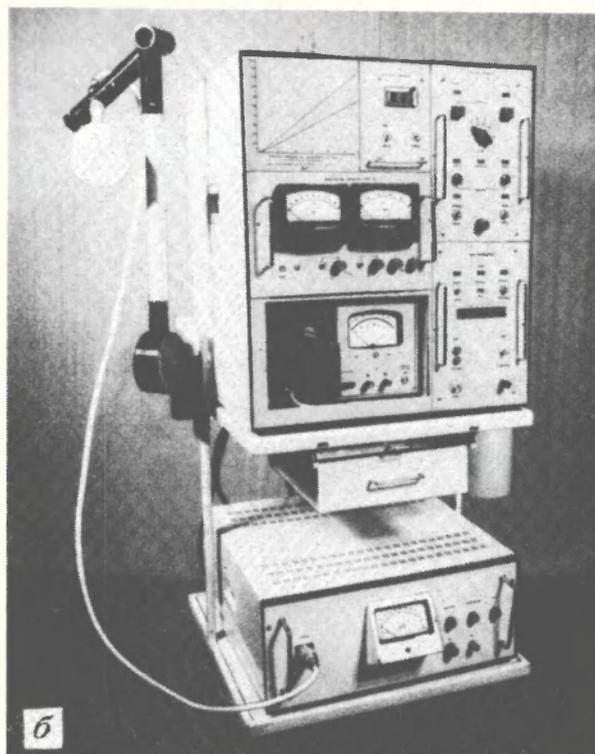
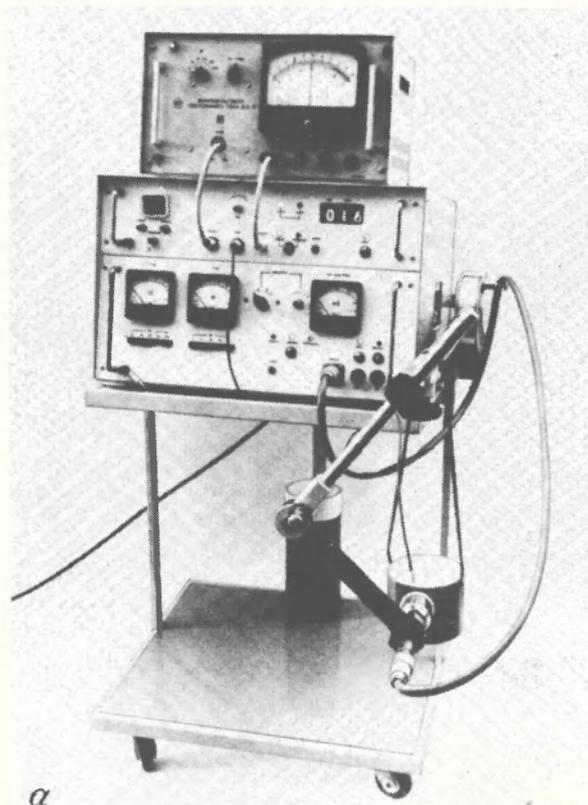


Рис. 1. Установки "Парус-1" (а) и "Плот" (б)

шает мощность нагрева, создаваемую СВЧ генератором.

Установка "Плот" построена на двуханодном пакетированном магнетроне М-104 с рабочей частотой 915 ± 18 МГц и выходной мощностью, регулируемой в пределах 5–200 Вт. Питание магнетрона и управление выходной мощностью генератора осуществляется так же, как и в установке "Парус-1". Отличие заключается в способе преобразования разности напряжений термопары и источника опорного напряжения в напряжение, определяющее мощность, генерируемую магнетроном.

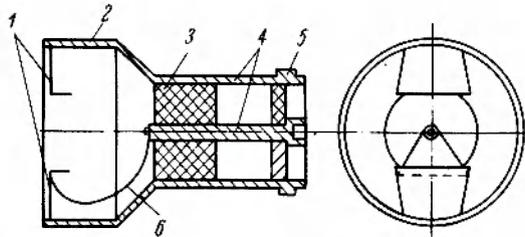


Рис. 2. Излучатель для локальной СВЧ гипертермии: 1 - пластины емкостного зазора, 2 - рупор, 3 - согласующее устройство, 4 - коаксиал, 5 - СВЧ разъем, 6 - лепесток

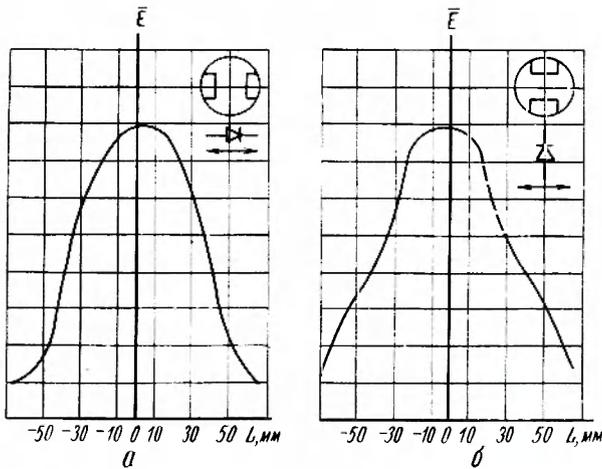


Рис. 3. Распределение электрической компоненты электромагнитного поля излучателя диаметром 75 мм установки "Плот" (1%-ный физиологический раствор NaCl): а - перпендикулярно емкостному зазору, б - вдоль емкостного зазора

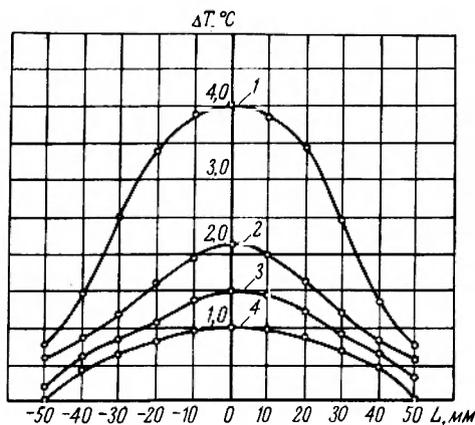


Рис. 4. Распределение теплового поля внутри имитатора биообъекта (поролон, пропитанный 1%-ным физиологическим раствором NaCl) при нагреве излучателем с диаметром 75 мм установки "Плот": 1 - на поверхности, 2 - на глубине 1 см; 3 - 2 см; 4 - 3 см

лируемой в пределах 5–200 Вт. Питание магнетрона и управление выходной мощностью генератора осуществляется так же, как и в установке "Парус-1". Отличие заключается в способе преобразования разности напряжений термопары и источника опорного напряжения в напряжение, определяющее мощность, генерируемую магнетроном.

Температурный датчик - термопара - должен быть так помещен в нагреваемых тканях, чтобы наведенная на нем СВЧ полем ЭДС была близка к нулю.

В комплект установок "Парус-1" и "Плот" входят рупорные излучатели резонансного типа. Излучатели к установке "Парус-1", применяемой для СВЧ гипертермии поверхностных и залегающих вблизи поверхности (1–1,5 см) злокачественных опухолей, имеют диаметры 30, 45, 60, 75 и 90 мм. Излучатели к установке "Плот", применяемой для СВЧ гипертермии злокачественных опухолей, залегающих на глубине 1,5–2,5 см от поверхности, имеют диаметры 60, 75, 90 и 120 мм.

В конструкцию излучателя введен керамический трансформатор, который предназначен для согласования волнового сопротивления коаксиального тракта с сопротивлением резонансного элемента в торцевой части круглого волновода (рис. 2).

Необходимая для надежной работы излучателя слабая зависимость его характеристики согласования от физических (форма, ϵ , $\text{tg } \delta$) характеристик облучаемых тканей и их состава достигается подбором длины трансформатора, конфигурации пластин емкостного зазора и расстояния между ними. Суммарный КСВН СВЧ тракта и нагруженного излучателя лежит в пределах 1,8–2,0 во всей полосе частот, генерируемых магнетроном, при изменении ϵ , $\text{tg } \delta$, формы и состава облучаемого объекта в довольно широких пределах, встречающихся в клинической практике. Распределение электромагнитного поля, создаваемого излучателем в зоне облучения (рис. 3), определялось при помощи высокоомного измерительного зонда специальной конструкции. Распределение теплового поля (рис. 4) снималось на различных имитаторах биообъектов при помощи термопар и жидкокристаллических термохромных пленок.

Помимо установок "Парус-1" и "Плот" разработана установка "Яхта-1" (рис. 5), предназначенная для локального глубинного нагрева тканей биообъектов в дециметровом диапазоне длин волн (рабочая частота 460 МГц). В установку входят серийный аппарат для ДЦВ терапии "Волна-2", рефлектометр для измерения падающей и отраженной мощности, автомат циклов, позволяющий измерять температуру в зоне облучения, специальные излучатели, устройство для плавной подрегулировки мощности, пульт управления и контроля.

Предусмотрены ручной и автоматический режимы управления излучением. Излучаемая мощ-

ность регулируется в пределах 15–100 Вт девятью ступенями и плавно на каждой ступени с коэффициентом перекрытия 0,1–0,2. При автоматическом управлении излучением периодическое включение и выключение мощности производится автоматом циклов по заданной программе. Установка может автоматически выключаться на заранее заданном цикле.

Установка "Баркас" (рис. 6) предназначена для общего нагрева организма в высокочастотном электромагнитном поле при нормальных комнатных или искусственно созданных внутри кабины микроклимата условиях. Температура окружающего пациента воздуха в кабине микроклимата* регулируется от комнатной до +45°C. Автоматическое поддержание температуры воздуха в кабине обеспечивается в диапазоне 35–45°C с точностью $\pm 1^\circ\text{C}$. Относительная влажность воздуха обеспечивается специальной системой увлажнителей и может регулироваться вплоть до 98%. Выходная мощность на частоте 13,56 МГц регулируется в пределах $100\text{--}1,3 \cdot 10^3$ Вт ступенчато (11 ступеней) и плавно в пределах каждой ступени. Напряжение питания подается от сети (220/380 В, 50 Гц). Потребляемая мощность – до 7 кВА.

Для нагрева пациент помещается в специальные излучатели, выполненные в виде двух или нескольких параллельно расположенных витков, встроенных внутрь пластин из диэлектрического материала (рис. 7). Расстояние между пластинами устанавливается в пределах 250–450 мм в зависимости от размеров нагреваемой части тела. Площадь интенсивного нагрева в излучателе равна 400×800 или 400×400 мм (для различных конструкций излучателей). Разъемные контакты дают возможность легко соединять излучатели с питающим их генератором высокой частоты. Для согласования входного сопротивления излучателей с сопротивлением генератора и соединяющего их высокочастотного кабеля подключение излучателей производится через согласующее устройство. Согласующее устройство, выполненное по двухконтурной схеме, имеет специальные органы подстройки и позволяет поддерживать довольно постоянной величину поглощаемой биообъектом мощности, составляющей 50–80% от мощности генератора, при смене излучателей и при довольно значительных изменениях параметров биообъекта.

Равномерность и скорость нагрева тканей в поле электромагнитных излучателей в значительной степени зависит от их кровоснабжения, структуры тканей, их формы и размеров, теплопроводности и других причин. При максимальной мощности генератора скорость нагрева может достигать более одного градуса в минуту. Необходимая скорость нагрева устанавливается заданием соответствующей величины выходной мощности генератора.

* Аппаратура для создания микроклимата разработана инженером П.И. Морозовым.

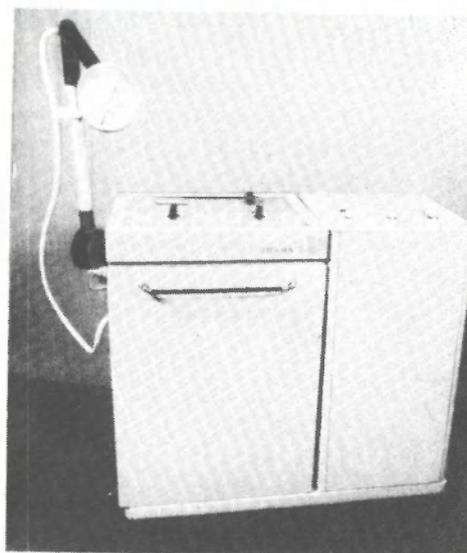


Рис. 5. Установка "Яхта-1"

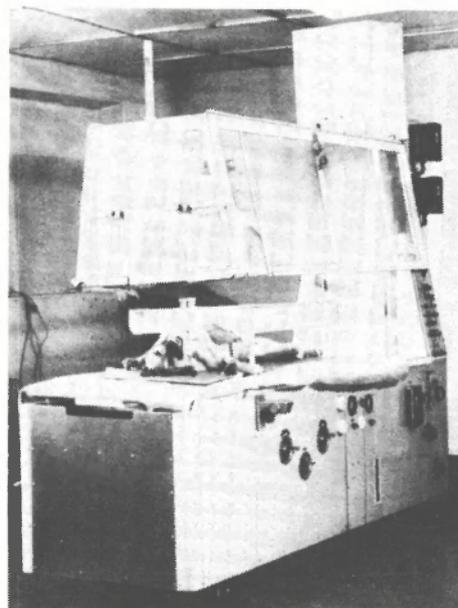


Рис. 6. Установка "Баркас"

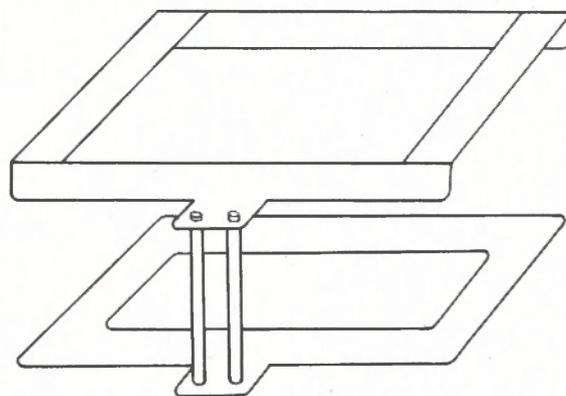


Рис. 7. Излучатель для общего высокочастотного нагрева организма пациента

Для существенного повышения гибкости и расширения области применения разработанной аппаратуры чрезвычайно важно обеспечить надежное измерение температуры в процессе нагрева независимо от ориентации датчика температуры в поле и частоты электромагнитных колебаний. Поэтому задача создания термодатчика, нечувствительного к электромагнитным полям, является весьма актуальной.

ЛИТЕРАТУРА

1. Александров Н.Н., Фрадкин С.З. Гипертермия — переключение в комплексном лечении злокачественных новообразований. М. "Энергия", 1976.
2. Александров Н.Н., Савченко Н.Е., Фрадкин С.З., Жаврид Э.А. Применение локальной электромагнитной гипертермии в онкологии. "Вопросы онкологии" 1977, т.23, № 5.

Статья поступила 2 марта 1979 г.

ЭП СООБЩЕНИЯ ЭП

КОМПАУНДЫ ДЛЯ ГЕРМЕТИЗАЦИИ ИЗДЕЛИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

УДК 621.316.97—762:61

Для герметизации приборов, имплантируемых в ткани и длительно контактирующих с кровью, разработаны материалы на основе эпоксидной смолы ЭД-20 "С" с различными отвердителями (табл. 1). В результате исследований химических, физико-механических и электроизоляционных свойств (табл. 2) компаундов установлено, что наиболее технологичными являются составы с отвердителями ДЭТА, БФ, АФ-2 и с активным разбавителем

УП-616 (продукт взаимодействия каменноугольно-го дикрезоло с эпихлоргидрином в присутствии едкого натра).

Токсикологическая оценка этих компаундов показала, что при их использовании для герметизации приборов указанного назначения никаких патологических изменений со стороны внутренних органов не наблюдается.

Физико-химические свойства компаундов с различными отвердителями

Таблица 1

Отвердитель	Время отверждения при 45°C, ч	Водопоглощение, %		Изменение веса при выдержке в растворе Рипгера, %		Изменение веса при выдержке в спирте, %		Окисляемость водных вытяжек, мг O ₂ /л		Влагопроницаемость при 40°C, г/см·ч × мм рт.ст.	Удельная вязкость, кгс/см
		1 сут	30 сут	1 сут	30 сут	1 ч	2 ч	6 ч	24 ч		
ДЭТА	6	0,08	0,4—0,8	0,09	0,9	0,04	0,02	0	0	$8,6 \cdot 10^{-9}$	8—10
АФ-2	11	0,05	0,4—0,6	0,045	0,4	0,003	0,01	0	0	$9,3 \cdot 10^{-9}$	4—8
УП-0620	6	0,047	0,8	0,03	0,75	0,006	0,01	0	0	—	13—18
УП-583	9	0,035	0,55	0,084	0,6	0,037	0,037	4,8	0,8	—	7,0
ДТБ	11	0,085	0,95	0,08	0,73	0,68	0,16	1,6	0	—	26
ДТ-ГА	14	0,1	1,1	0,09	1,0	0,03	0,18	0	0	$2 \cdot 10^{-8}$	23,9
БФ	7	0,86	0,45	0,05	0,4	0,02	0,04	0	0	$10 \cdot 10^{-8}$	13—15
Л-18	28	0,19	1,5	0,09	1,0	—	—	—	—	—	—
Л-20	24	0,12	1,2	0,09	0,9	—	—	—	—	—	—

Электроизоляционные свойства компаундов с различными отвердителями

Таблица 2

(исходное значение и значение после выдержки в условиях тропической влажности в течение 1, 30 и 60 суток)

Отвердитель	ε				tg δ · 10 ⁻²				ρ, Ом·см			
	Исх.	1 сут	30 сут	60 сут	Исх.	1 сут	30 сут	60 сут	Исх.	1 сут	30 сут	60 сут
АФ-2	4,1	4,2	4,7	4,2	1,7	2,0	2,3	2,7	10 ¹⁴	10 ¹⁵	10 ¹⁴	10 ¹⁴
ДЭТА	3,8	4,0	4,4	4,5	3,0	3,5	5,2	5,2	10 ¹⁵	10 ¹⁴	10 ¹³	9 · 10 ¹²
БФ	4,0	3,9	4,4	4,5	2,0	2,4	3,1	3,7	6 · 10 ¹⁴	10 ¹⁴	10 ¹³	9 · 10 ¹²
УП-583	4,2	4,2	4,8	4,9	2,0	2,4	2,7	2,7	7 · 10 ¹⁴	7 · 10 ¹⁴	10 ¹⁴	10 ¹³
УП-0620	4,2	4,3	4,7	4,9	1,5	2,0	2,6	3,2	10 ¹⁵	10 ¹⁴	10 ¹⁴	10 ¹³

С. Г. Гагиева, Р. Д. Джатиева

О. А. Дубровин, П. П. Курбацкий,
Ю. Н. Муськин

МИКРОКРИОГЕННОЕ ОБОРУДОВАНИЕ В МЕДИЦИНЕ

Криомедицинские установки "Криоэлектроника-1", "Криоэлектроника-2" и аппарат "Гипоспаст-1" обеспечивают достаточную степень автоматизации процессов криовоздействия, а также необходимые для криохирургии холодопроизводительность и рабочие температуры.

УДК 621.59–181.48:615.8

За последние 10–15 лет в медицине определились новые научно-технические направления, в основу которых положено использование низких температур, получаемых посредством криогенной техники [1–3]. К ним относятся криобиология и криохирургия.

Развитие и совершенствование этих областей экспериментальной и клинической медицины наиболее эффективно при условии достижения экстремально низких температур, при которых более ярко проявляются воздействия холода на биологические ткани. Наиболее широкое применение криохирургический метод нашел в таких областях медицины, как нейрохирургия, урология, офтальмология, оториноларингология, гинекология, дерматология и онкология. Основными преимуществами этого метода являются бескровность, хороший косметический эффект, возможность временного обратимого выключения функций охлаждаемых структур и локального воздействия на опухолевые ткани с их полным разрушением как на поверхности, так и в глубине практически любого органа [2, 3].

Анализ отечественной и зарубежной криохирургической аппаратуры показывает, что для решения различных задач в области медицины необходимо криохирургическое оборудование с полезной холодопроизводительностью от долей ватта (например, в офтальмологии при удалении хрусталика) до десятков ватт (при проведении операций на печени, поджелудочной железе и других органах). При этом

скорость захлаживания должна регулироваться в зависимости от характера операций от 400 до 20°С/мин.

Один из путей успешного решения задач по разработке криохирургического оборудования – создание многоцелевых криомедицинских систем, работающих в необходимом диапазоне рабочих температур с заданными холодопроизводительностью и скоростью захлаживания и программным управлением этими процессами. Установки такого типа укомплектовываются аппаратурой для точного контроля и записи режимов криовоздействия.

С целью удовлетворения потребностей стоматологии и хирургии паренхиматозных органов в криохирургическом оборудовании разработаны установки, которые в дальнейшем, по мере их оснащения специализированным инструментарием, предполагается использовать также и в оториноларингологии, урологии, проктологии, гинекологии и общей онкологии.

В числе этих устройств – *дрессельная криохирургическая установка замкнутого цикла "Криоэлектроника-1"* (рис. 1) с использованием в качестве рабочего тела многокомпонентных газовых смесей [4]. Температурный интервал криовоздействия (от 0 до –165°С) устанавливается с помощью блока управления со стабилизацией в любой точке. Время выхода на режим составляет 40 мин, время последующего захлаживания сменных инструментов – 3–4 мин; полезная холодопроизводительность – 8–10 Вт, питание – от сети переменного

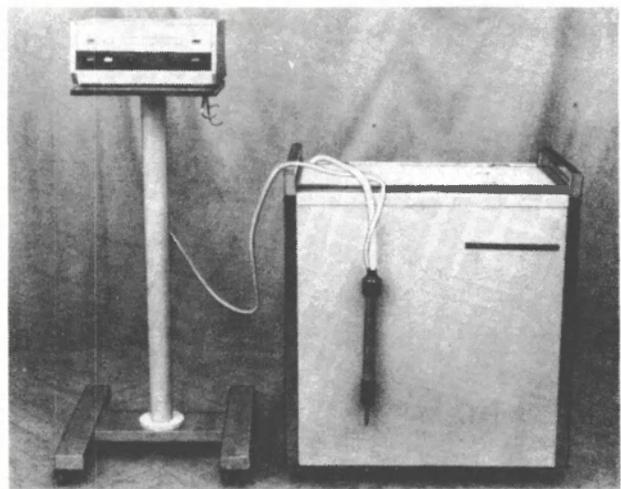


Рис. 1. Установка "Криоэлектроника-1"

тока. Работа гарантируется в течение 5000 ч без дополнительной заправки хладагентом. Испытания показали высокие эксплуатационные характеристики установки.

В криохирургической установке "Криоэлектроника-2" (рис. 2) в качестве хладагента используется жидкий азот. Установка предназначена для применения в криохирургии паренхиматозных органов. Температурный интервал криовоздействия может быть установлен в диапазоне от 20 до

190°C. Блок управления стабилизирует выбранную температуру инструмента и автоматически выдерживает заданное время криовоздействия в пределах 10–240 с. Скорость отогрева инструмента регулируется. Возможен как автоматический, так и ручной режим криовоздействия. На панель управления выведены ручки установка и индикации температуры инструмента, задания времени криовоздействия, световые сигнализаторы. Управление процессом криовоздействия возможно также с помощью выносной педали. Температура инструмента регистрируется самописцем. Конструкция криозонда позволяет производить быструю смену инструментов без отключения установки. Время выхода на минимальную температуру составляет менее 3 мин, время отогрева инструмента — не более 2,5 мин. Объем ледяной зоны в модельной среде в зависимости от формы инструмента ко-

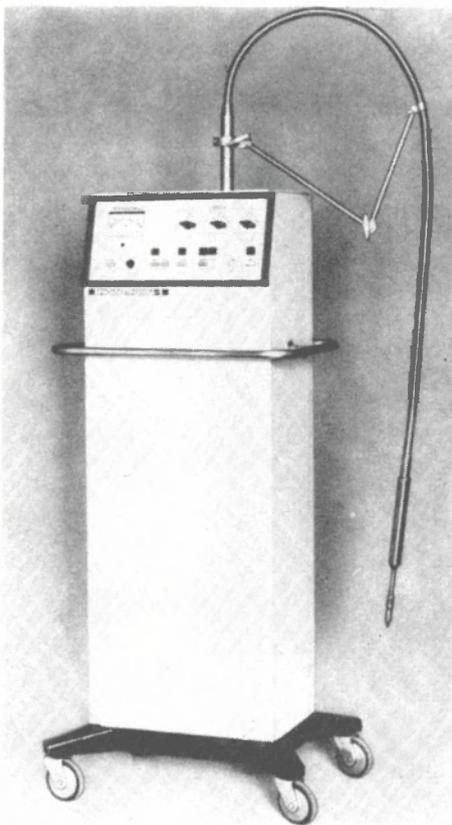


Рис. 2. Аппарат "Криоэлектроника-2"

леблется от 10 до 100 см². Установка выполнена в виде малогабаритной стойки. Заправка жидким азотом осуществляется из стандартного сосуда Дьюара (СД-16) посредством гибкого переливного сифона. Время непрерывной работы установки составляет более 5 ч.

Термоэлектрический аппарат "Гипоспаст-1" предназначен для локальной гипотермии конечностей. Принцип его действия основан на использовании термоэлектрического эффекта Пельтье в твердотельных электронных микроохладителях, конструктивно представляющих комплект термобатарей. Минимальная температура поверхности конечностей, достигаемая с помощью аппарата, составляет 10°C на площади 625–2500 мм². Предусмотрена возможность поддержания температуры рабочей поверхности в четырех фиксированных точках: 10, 15, 20 и 40°C. Тепло от термобатареи отводится естественной конвекцией. Аппарат, применяемый для реабилитации нейрохирургических больных со спастическими нарушениями двигательных функций мышц конечностей и лица, может быть использован также в дерматологии. Масса прибора не превышает 5,5 кг.

Для контроля зоны криовоздействия создан *индикатор температуры*. Термоэлектрические датчики, смонтированные в медицинские иглы, позволяют определить температуру тканей с точностью ±1°C. Диапазон измеряемых температур — от 40 до -196°C.

Рассмотренный комплекс оборудования может явиться базовым для применения в различных областях медицины, в том числе для лечения раковых новообразований (в сочетании с воздействием ультразвуком, лазером и лучевой терапией) [3, 4].

Задачами дальнейшего совершенствования криогенного оборудования являются отработка оптимальных режимов криовоздействия применительно к различным областям медицины, повышение надежности установок при одновременном снижении их себестоимости, повышение холодопроизводительности установок замкнутого цикла, снижение размеров и массы криозондов, увеличение времени непрерывной работы установок расходного типа. Это требует комплексного подхода к разработке теоретических основ криобиологии и совершенствованию технических средств с целью сокращения цикла исследование — производство и внедрения их в клиническую практику.

ЛИТЕРАТУРА

1. Лозина-Лозинский Л.К. Очерки по криобиологии. Л., 1972.
2. Кандель Э.И. Криохирургия. М., "Медицина", 1974.
3. Механизмы криповреждения и криозащиты биологических структур. Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Харьков, 1977.
4. Тезисы докладов на Всесоюзной научно-технической конференции по холоду. Ташкент, октябрь 1977.

Статья поступила 9 июня 1978 г.

В.В. Буценко, Я.В. Жарков,
Ю.Н. Муськин, Ю.М. Сапсай,
А.А. Смехнов

УСТАНОВКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ НИЗКИХ ТЕМПЕРАТУР НА СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Установка характеризуется большим диапазоном регулирования скорости изменения температуры, что позволяет широко использовать ее в лабораторной практике для отработки режимов охлаждения и отогрева биологических объектов.

УДК 615.832

Широкое использование низких температур в биологии и медицинской практике потребовало создания установок, позволяющих в лабораторных условиях проводить эксперименты с небольшим количеством биоматериала для отработки оптимальных режимов замораживания и консервации продуктов крови, костного мозга, спермы, икры рыб, тканей, органов, микроскопических грибов и других биологических объектов.

В разработанной установке (рис. 1), предназначенной для экспериментальных целей, в качестве хладагента применен жидкий азот. Процессы охлаждения и отогрева управляются автоматически с помощью блока программного регулирования температуры (рис. 2), который реализует следующие режимы: ждущий, охлаждение с заданной скоростью, стабилизация температуры на заданном уровне и отогрев с заданной скоростью. Блок состоит из устройства измерения, устройства установа и стабилизации температуры, генератора

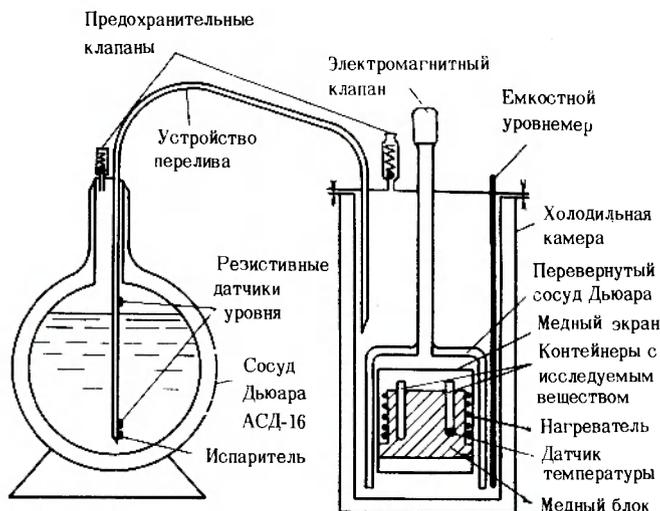


Рис. 1. Конструкция установки для исследования влияния низких температур на свойства биологических объектов

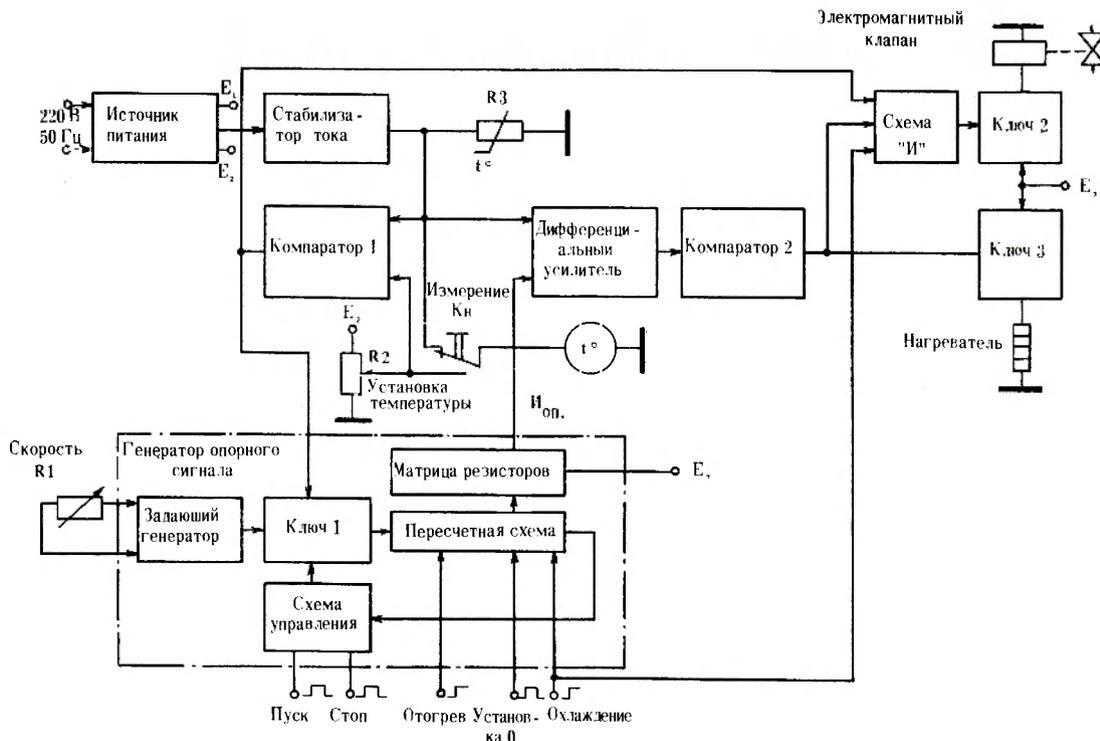


Рис. 2. Схема блока программного регулирования температуры

опорного сигнала и источника питания.

Стабилизатор температуры выполнен по двухпозиционной схеме. В качестве датчика применен медный термометр, который питается стабилизированным током. Сигнал датчика поступает на один из входов дифференциального усилителя, компаратор 1 и (через кнопку "Кн") на стрелочный измерительный прибор, шкала которого проградуирована в градусах Цельсия. На второй вход дифференциального усилителя поступает опорный сигнал $U_{оп}$. При знаке разностного сигнала, соответствующего понижению температуры, срабатывает компаратор 2, после чего в режимах стабилизации температуры и отогрева включается нагреватель, а в режиме охлаждения вместе с включением нагревателя закрывается клапан, перекрывающий доступ хладагента в сосуд Дьюара.

Чтобы в процессе охлаждения или отогрева температура изменялась по линейному закону, уровень опорного сигнала должен изменяться линейно во времени. В установке линейный сигнал заменен дискретным с числом уровней, достаточным для стабилизации температуры с заданной точностью ($\pm 1^\circ\text{C}$). При максимальном интервале температур от 0 до -196°C число уровней должно быть не менее 100. Формирование опорного сигнала с дискретными уровнями осуществляется с помощью задающего импульсного генератора, пересчетной схемы и матрицы резисторов.

Задающий генератор представляет собой мультивибратор с регулируемой частотой следования импульсов, от которой зависит скорость изменения опорного сигнала, а следовательно, и скорость изменения температуры. Выход задающего генератора через ключ 1 связан с входом реверсивной пересчетной схемы, выполненной на триггерах. В зависимости от направления счета происходит уменьшение или увеличение уровня опорного сигнала, т.е. охлаждение или отогрев биоматериала. Емкость пересчетной схемы выбирается исходя из обеспечения необходимого числа дискретных уровней $2^7 = 128$.

В матрице резисторов, представляющей собой прецизионный делитель стабилизированного напряжения E_2 , происходит преобразование двоичного кода в последовательность дискретных уровней.

Управление генератором опорного сигнала осуществляется сигналами, поступающими на вход схемы управления. При включении источника питания пересчетная схема устанавливается на "0", ключ 1 закрыт, установка находится в ждущем режиме, в котором холодильная камера заправляется жидким азотом. При наличии на входе схемы управления сигнала "Пуск" ключ 1 открывается и происходит формирование опорного сигнала. При достижении минимальной или заданной температуры формирование сигнала прекращается и ключ 1 закрывается.

Питание нагревателя, клапана и узлов блока управления осуществляется от сети напряжением 220 В (50 Гц).

Установка имеет следующие характеристики:

Диапазон регулирования температуры, $^\circ\text{C}$	от -196 до 40
Скорость изменения температуры, $^\circ\text{C}/\text{мин}$	0,05–15
Максимальный объем замораживаемого биоматериала, см ³	150
Габариты, см	
холодильной камеры	100×30×30
блока программного регулирования температуры	40×17×17
Масса, кг	25

Компактность установки, широкий диапазон регулирования скорости изменения температуры, удобство эксплуатации позволяют использовать ее в лабораторной практике для отработки режимов охлаждения и отогрева биологических объектов.

Статья поступила 9 июня 1978 г.

Н. И. Варич, Г. И. Войтенко,
А. С. Мельник, В. П. Яценко

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ АППАРАТ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЙ ГИПОТЕРМИИ КОНЕЧНОСТЕЙ

Автономный портативный термоэлектрический аппарат "Гипоспаст-1", предназначенный для реабилитации нейрохирургических больных со спастическими нарушениями двигательных функций конечностей, обеспечивает дозирование температуры и площади воздействия холодом.

УДК 615.84:616.7

Эффективность применения холода во многих областях медицины является общепризнанной, а стремительное развитие технических средств для его получения способствует созданию новых устройств, использующих охлаждение, для лечения и диагностики.

Полупроводниковая техника предоставила в распоряжение практической медицины термоэлектрические приборы [1], основными достоинствами которых являются бесшумность, надежность и долговечность, простота и точность регулирования воздействия холодом. Однако применение таких

устройств энергетически оправдано лишь при сравнительно небольшой холодопроизводительности. Поэтому представляется целесообразным создание термоэлектрических устройств для точечной и локальной гипотермии, которые не только гармонично сочетали бы перечисленные достоинства, но и могли бы быть использованы в автономных и портативных приборах, простых и удобных в эксплуатации.

Исполнительный элемент автономного термоэлектрического аппарата должен выполнять следующие функции: отбор тепла с поверхности участка тела пациента, поддержание постоянной температуры контактирующей с телом рабочей поверхности, рассеивание отобранного и собственного тепла в окружающую среду.

Устройством, позволяющим эффективно передавать выделяющееся тепло окружающему воздуху, является радиатор. Его размеры, а также интенсивность обеспечиваемой им теплоотдачи – главные факторы, устанавливающие предел минимально достижимой температуры гипотермии. Вместе с тем, масса и габариты радиатора в значительной степени зависят от величины теплоотдачи с поверхности тела пациента. Следовательно, при разработке элементов для локальной гипотермии необходимо учитывать значение возможных выделений тепла с охлаждаемого участка.

Известно, что в условиях теплового комфорта (при температуре окружающей среды 28°C) средняя удельная отдача тепла с поверхности тела человека в окружающий воздух составляет $(3-6,9) \cdot 10^{-3} \text{ Вт/см}^2$ [2]. При локальной гипотермии, когда величина энергии воздействия на организм значительно меньше его теплопродукции, приводятся в действие компенсаторные механизмы организма. В частности, существенно возрастают удельные выделения тепла, что защищает от охлаждения более глубокие слои тканей.

Для определения величин удельных выделений тепла в условиях локальной гипотермии предложено термоэлектрическое устройство (рис. 1). Температура поверхности входящего в его состав твердотельного электронного микроохладителя ТЭМО-3 однозначно определяется величиной тепла, выделяющегося с прилегающего участка поверхности тела.

Исследования различных участков конечностей человека, охлажденных до температур $0,5-6^{\circ}\text{C}$ (температура воды в радиаторе 20°C , ток питания микроохладителя 1А, падение напряжения на нем 0,92 В, величина поверхности рабочей пластины $25 \times 25 \text{ мм}^2$), позволяют сделать вывод о том, что в

результате включения компенсаторных механизмов организма удельные тепловые выделения с поверхности тела человека могут возрастать в 30–50 раз.

Исполнительные элементы охлаждающего устройства построены по схеме (рис. 2), где активную часть составляет термоэлектрический модуль. При удельном тепловом потоке от охлаждаемого участка тела, равном $0,2 \text{ Вт/см}^2$, требуемая

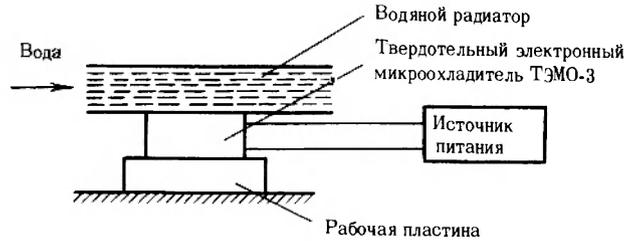


Рис. 1. Схема термоэлектрического устройства для измерения удельных тепловыделений тела человека

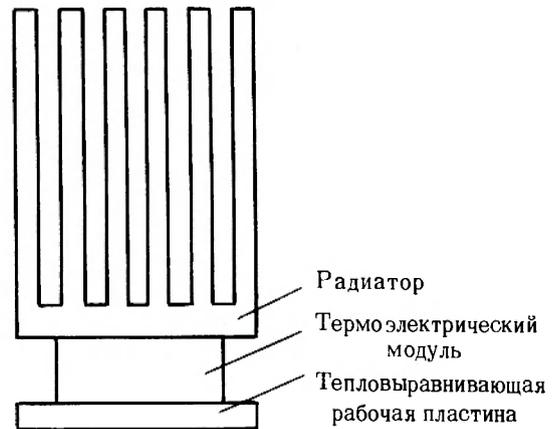


Рис. 2. Упрощенная схема исполнительного элемента охлаждающего устройства

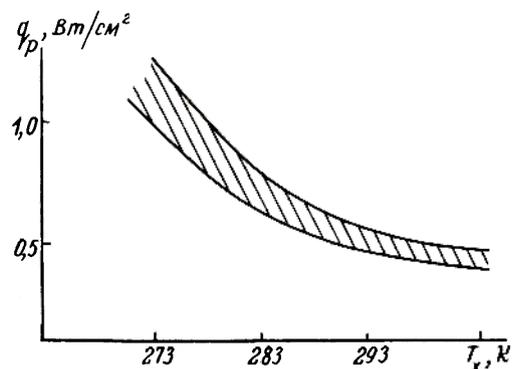


Рис. 3. Зависимость требуемого приведенного коэффициента теплоотдачи радиатора q_p от температуры поверхности тела пациента T_x

величина теплоотдачи радиатора будет зависеть от температуры поверхности модуля, обращенной к телу, и от его режима работы. Наиболее целесообразно использовать модуль в режиме максимального холодильного коэффициента. Тогда, задавая температурой на поверхности тела пациента, по известным формулам [3] легко определить требуемый приведенный коэффициент теплоотдачи радиатора, работающего без принудительного теплосъема (q_p), т.е. величину рассеиваемой радиатором мощности, отнесенную к единице площади его основания, при верхнем значении температуры нормальных климатических условий (35°C) и температуре радиатора, равной 60°C (верхний предел температуры, безопасной для пациента).

Зависимость приведенного коэффициента теплоотдачи от температуры рабочей пластины показана на рис. 3.

Для пластинчатых радиаторов [4] приведенный коэффициент теплоотдачи лежит в пределах $0,5\text{--}0,8\text{ Вт/см}^2$. Это означает, что при помощи исполнительного элемента (см. рис. 2) возможно дости-

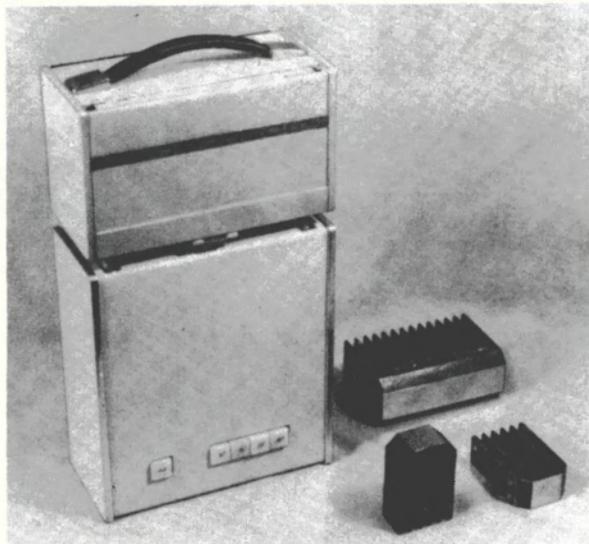


Рис. 4. Аппарат "Гипоспаст-1"

Техническая характеристика

Задаваемые температурные уровни, $^\circ\text{C}$	10, 15, 20, 40 (запасной режим)
Точность стабилизации уровней, $^\circ\text{C}$	$\pm 0,3$
Площадь воздействия, см^2	6,25; 12,5; 25; 31,25; 37,5
Потребляемая мощность, Вт	50
Напряжение питания, В	220 (50 Гц)
Габариты, мм	320x120x95
Масса, кг	5,5

жение минимальной температуры на поверхности тела пациента $8\text{--}12^\circ\text{C}$ ($281\text{--}285\text{ K}$). Уровень гипотермии, близкий к 10°C , обеспечивает необходимое лечебное действие и вполне безопасен для человека.

Автономный термоэлектрический аппарат "Гипоспаст-1" (рис. 4) для локальной гипотермии конечно-стей, представляющий собой регулятор температуры, может работать от одного термоэлемента ТЭМО-3 с рабочей поверхностью охлаждения $25\times 25\text{ мм}^2$ или термобатареи с рабочей поверхностью $25\times 100\text{ мм}^2$, содержащей четыре термоэлемента. Дальнейшее увеличение рабочей площади нецелесообразно, так как это приведет к значительному ухудшению эксплуатационных характеристик аппарата, увеличению его общих габаритных размеров, неудобству закрепления тяжелой и громоздкой термобатареи на конечности пациента.

"Гипоспаст-1" предназначен для реабилитации нейрохирургических больных со спастическими нарушениями двигательных функций мышц конечностей. Клинические испытания показали, что аппарат может быть использован и для лечения спастики мимических мышц лица. Его применение позволяет сочетать локальную гипотермию с другими средствами лечения. Такие особенности "Гипоспаста-1", как возможность дозирования температуры и площади воздействия холодом, стабилизация температуры и портативность делают возможным его применение в других областях медицины, где эффективна локальная гипотермия.

Наличие серийно выпускаемых твердотельных электронных микроохладителей с добротностью $2,5\text{--}2,7\text{ град}^{-1}$ обеспечивает перспективность широкого применения подобных аппаратов не только для локальной гипотермии конечностей, но и для общей, кранио-церебральной гипотермии и локальной гипотермии внутренних органов, а также позволяет использовать его в качестве термоэлектрического контейнера для перевозки продуктов крови, различных сывороток и других биопродуктов при пониженных температурах. При этом вполне возможно поддержание температуры охлаждаемого препарата до -20° в атмосфере окружающего воздуха до 35°C .

ЛИТЕРАТУРА

1. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. Л., "Наука", 1967.
2. Клинецвич Г.Н. Поражение холодом. Л., "Медицина", 1973.
3. Бурштейн А.И. Физические основы расчета полупроводниковых термоэлектрических устройств. М., Физматгиз, 1962.
4. Аксенов А.И., Глушкова Д.И., Иванов В.И. Отвод тепла в полупроводниковых приборах. М., "Энергия", 1971.

С. Н. Дизна, Ю. Н. Коротков,
И. П. Неумывакин, С. С. Усанов

ПРИБОР ДЛЯ ЭЛЕКТРОНЕЙРОЛЕПСИИ И АНАЛГЕЗИИ "ЭЛЕКТРОНИКА ПЭЛАНА-01"

Портативный аппарат "Электроника ПЭЛАНА-01" позволяет проводить электроаналгезию посредством воздействия электрическим током на центральную нервную систему человека. Он предназначен для использования в хирургических отделениях больниц и клиник в качестве компонента современного комбинированного наркоза, для лечения послеоперационного болевого синдрома, а также в акушерской практике для подготовки беременных к родам и для обезболивания родов.

УДК 615.471:616.089.5

Электронаркоз уже несколько десятилетий привлекает к себе внимание врачей всего мира. В настоящее время созданы различные электронные приборы для ослабления болевого восприятия. Хотя механизм этого явления изучен недостаточно полно, предполагается, что ослабление боли происходит благодаря блокаде путей прохождения болевых сигналов, посылаемых в мозг. В последнее время установлено, что при пропускании электрического тока специального вида через электроды в коре головного мозга создаются оптимальные условия для усиления процессов саморегуляции.

Метод, заключающийся в подаче на затылочные и лобные электроды импульсного тока в сочетании с постоянной гальванической составляющей (электроаналгезия), может быть широко использован в клинической медицине при проведении эндотрахеального наркоза закисью азота; для обезбоживания в послеоперационном периоде; в акушерской практике при подготовке беременных к родам с целью профилактики аномалий родовой деятельности, а также для обезбоживания родов и регуляции родовой деятельности при различных ее аномалиях; для терапии климактерических неврозов и различных нейровегетативных расстройств у женщин в предклимактерическом периоде; для профилактики и лечения утомления и реабилитации в восстановительном периоде после стрессовых состояний.

Специально для электроаналгезии разработан аппарат "Электроника ПЭЛАНА-01", позволяющий подбирать индивидуальный режим воздействия импульсными токами на центральную нервную систе-

му путем изменения среднего значения тока в цепи, которое достигается плавной регулировкой частоты следования импульсов. Побочных реакций в организме такое воздействие не вызывает.

По сравнению с принятыми в настоящее время в хирургической практике методами многокомпонентной анестезии электроаналгезия позволяет в значительной мере сократить применение сильнодействующих анестезирующих средств и, следовательно, снизить их токсическое воздействие на организм больного, а из схемы комбинированного наркоза исключить мощные ингаляционные анестетики – эфир, фторотан, наркотические анальгетики и другие нейротропные средства.

По сравнению с серийно выпускаемым аппаратом "Электронаркон-1" прибор "Электроника ПЭЛАНА-01" имеет значительно меньшие габариты и массу. Автономное питание от батарей исключает при его эксплуатации в клинической практике необходимость периодической зарядки аккумулятора. Кроме того, в приборе предусмотрено срабатывание защиты не только в случае превышения порогового значения тока, но и в случае отказа выходного каскада, что обеспечивает дополнительную безопасность пациента.

Необходимое соотношение между величинами импульсной и гальванической составляющих тока воздействия устанавливается автоматически.

Прибор прост в управлении и доступен в работе специально подготовленному среднему медицинскому персоналу, что в дальнейшем позволит расширить его использование в клинической практике в различных областях медицины.



Основные технические параметры

Вид выходного сигнала	импульс прямоугольный униполярный
Частота следования импульсов, Гц	500 ± 1500
Длительность импульса, мкс	0,4 ± 20%
Среднее (регулируемое) значение тока, мА	0,2–2
Напряжение питания, В	9 и 27
Время непрерывной работы, ч	10
Габариты, мм	260 × 150 × 120
Масса, кг	1,5

Статья поступила 23 февраля 1979 г.

Е. И. Брехов, Э. А. Лукин, Б. Н. Малышев,
В. А. Салюк, О. К. Скобелкин, М. Ф. Стельмах,
Ю. В. Фундатор

ЛАЗЕРНАЯ ХИРУРГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА "СКАЛЬПЕЛЬ-1"

Установка "Скальпель-1" предназначена для осуществления операций на мягких тканях, на обильно кровоснабженных органах, стерилизации гнойных ран и язв, операций, требующих тщательной препаровки биологических тканей в условиях гемостаза и асептики. Оснащение установки хирургическим инструментом позволяет использовать ее для проведения операций на полых органах.

УДК 614.471:616-069:821.373.826

Установка "Скальпель-1" (рис.1), разработанная на базе газового отпаянного углекислого лазера ЛГ-25 непрерывного действия с выходной мощностью не менее 25 Вт [1,2], имеет следующие технические характеристики:

Длина волны лазерного излучения, мкм	10,6
Максимальная мощность излучения на выходе светопровода, Вт	20
Диаметр пятна лазерного излучения, мм	1-20
Размеры обслуживаемого операционного поля, мм	
в горизонтальной плоскости	$\leq 200 \times 500$
по вертикали	≤ 200
Производительность системы дымоотсоса, л/мин	30
Расход воды для охлаждения лазера, м ³ /ч	0,3
Напряжение питания (однофазовая электросеть), В	220(50 Гц)
Потребляемая мощность, кВт	1,4
Габариты:	
высота, м	1,8
площадь, м ²	0,5

Мощность излучения на выходе светопровода может регулироваться до уровня 20, 40, 60 и 80% от максимальной.

Перемещение лазерного луча в пределах операционного поля, его фокусировка и расфокусировка осуществляются за счет перемещения оконечной части светопровода и рукоятки наведения (усилие 2 Н) по шести степеням свободы.

Рукоятка снабжена металлической указкой, показывающей местоположение фокуса лазерного луча вблизи ее свободного конца с точностью ± 5 мм. Диаметр пятна лазерного излучения регулируется приближением или удалением указки относительно биологической ткани.

Конструкция светопровода при его длине 1500 мм обеспечивает поперечное отклонение точки фокусировки лазерного излучения от геометрической оси рукоятки наведения менее 1,5 мм при перемещении ее в пределах операционного поля.

Система дымоотсоса продуктов лазерной обработки биоткани выполнена в виде отдельного узла, включающего дымоотсосные турбину, шланги и пистолет со сменными насадками. Прибор контроля наработки в часах позволяет своевременно проводить регламентные работы по обслуживанию установки и определять сроки ее службы.

Механизм действия лазерного излучения установки "Скальпель-1" на мягкие биологические ткани является в основном тепловым и заключается в нагреве ткани за счет поглощения лазерного излучения. В зависимости от характера нагрева воздействие излучения проявляется в эффектах разреза и поверхностной коагуляции биологической ткани [3].

Разрез ткани осуществляется сфокусированным лазерным излучением за счет ее послойного



Рис.1. Установка "Скальпель-1"

испарения. Толщина слоя, на которой действует лазерное излучение, определяется глубиной его проникновения в биоткань и составляет ~50 мкм.

При мощности лазерного излучения 20 Вт, диаметре сфокусированного луча 1 мм (поверхностная плотность мощности 2,5 кВт/см²) и глубине проникновения излучения 50 мкм объемные плотности мощности лазерного излучения, идущие на нагрев биологической ткани, достигают 500 кВт/см³. Такие чрезвычайно высокие величины плотности обеспечивают очень быстрый нагрев и испарение биологической ткани в зоне действия лазерного луча. При этом температура газообразных продуктов разложения и испарения биоткани приближается к 1000°C.

Глубина разреза определяется скоростью перемещения границ слоя испарения вглубь биоткани и зависит от скорости перемещения точки фокусировки лазерного луча вдоль линии разреза. Чем ниже эта скорость, тем больше глубина разреза и наоборот. Толщина некрозоны на стенках разреза биологической ткани определяется, главным образом, ее теплопроводностью и составляет около 0,5 мм.

Поверхностная коагуляция тканей достигается воздействием неподвижного расфокусированного пучка лазерного излучения в течение нескольких секунд при объемных плотностях мощности излучения порядка 5 кВт/см³ (т.е. в 100 раз меньших, чем при разрезе). При этом поверхностная плотность мощности составляет около 25 Вт/см².

Во всех случаях применения установки "Скальпель-1" воздействие лазерного излучения приводит к сильному повышению температуры на поверхности биологической ткани. Гемостатическое и асептическое действие излучения связано с разогревом поверхностных слоев биологических тканей до температур в несколько сотен градусов.

Оснащение установки специальными хирургическими инструментами в значительной степени расширило ее лечебные возможности и позволило проводить операции на полых органах [4, 5]. Эти инструменты [6, 7] обеспечивают при резекциях полых органов одновременно с рассечением лазерную биологическую сварку их противоположных стенок с образованием двух новых полостей. При рассечении одинарной стенки полого органа проводится биологическая сварка ее тканевых слоев, а также мелких и крупных кровеносных сосудов. Кроме того, в 3–5 раз увеличивается скорость рассечения биологических тканей.

Проведение указанных операций требует надежной защиты от поражения лазерным излучением здоровых органов и тканей оперируемого больного, расположенных в непосредственной близости от линии рассечения, а также защиты врачей, проводящих операцию, от рассеянного, отраженного и прямого излучения и от газообразных продуктов его взаимодействия с биотканью. Поэтому лазерные хирургические инструменты обеспечивают создание локальной компрессии и обескровливание в зоне рассечения оперируемого органа без раздавливания его тканей. Локальная компрессия и обескровливание достигаются наложением на оперируемый орган с двух противоположных сторон специального зажимного инструмента, содержащего две зажимные губки. Одна из губок имеет узкий сквозной паз для прохода лазерного излучения к оперируемому органу, а также направляющую для сочленения со специальной рукояткой наведения светопровода, снабженной штуцером дымоотсоса. Зажимный инструмент с зажатой в нем биологической тканью и рукоятка наведения светопровода создают при их сочленении замкнутую полость, полностью изолирующую окружающее пространство от рассеянного, отраженного и прямого лазерного излучения, а также от газообразных продуктов взаимодействия лазерного излучения с биотканью.

Рассечение биологической ткани, которое производят вдоль жестко фиксированной сквозным пазом зажимной губки линии рассечения, сопровождается сваркой противоположных стенок полого органа. При этом скорость рассечения увеличивается в несколько раз за счет остановки кровотока и уменьшения толщины рассекаемой ткани в зоне рассечения и за счет жесткой фиксации линии рассечения, исключающей любые колебания точки фокусировки лазерного излучения как по глубине, так и по поверхности оперируемого органа.

Биологическая сварка двух противоположных стенок полого органа осуществляется за счет выдавливания в зону действия сфокусированного лазерного излучения биологической жидкости, содержащейся в рассекаемых стенках полого органа, и одновременной коагуляции этой жидкости в зоне действия сфокусированного лазерного излучения. При этом происходит фиксация противоположных стенок полого органа пластичным коагулянтном. Аналогичный механизм действует при сварке слоев биоткани одинарной стенки полого

органа, рассекаемой лазерным лучом.

Для закрепления лазерного сварного шва, соединяющего противоположные стенки полого органа, накладывается дополнительный однорядный шов с помощью мягкой лигатуры. Рассмотренное лазерное вмешательство осуществляется с помощью бесскобочного хирургического лазерного инструмента (рис.2).

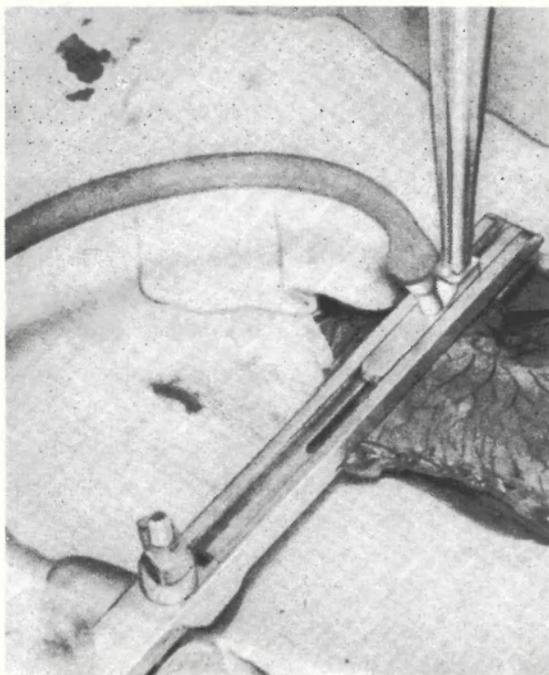


Рис.2. Ключевой этап операции резекции желудка с помощью лазерного бесскобочного хирургического инструмента



Рис.3. Ключевой этап операции создания искусственного пищевода из большой кривизны желудка с помощью лазерного скобочного хирургического инструмента

Другой тип лазерного хирургического инструмента – скобочный (рис.3) – отличается от бесскобочного наличием в одной из его зажимных губок вертикальных пазов с установленными в них толкателями с металлическими скобками. Вертикальные пазы располагаются по всей длине рабочей части губки перпендикулярно ее зажимной поверхности. В этой же зажимной губке имеется механизм перемещения толкателей для выталкивания скобок. Другая губка снабжена рядом парных углублений для загиба металлических скобок. Рассечение биологической ткани лазерным излучением с одномоментной лазерной сваркой в инструменте такого типа может осуществляться или одновременно с прошиванием стенок полого органа металлическими скобками, или непосредственно после прошивания.

Лазерная хирургическая установка "Скальпель-1" не является универсальным режущим средством. Она может быть использована лишь на ключевых этапах хирургических вмешательств. Как правило, ее применение целесообразно при манипуляциях на обильно кровоснабжаемых органах (когда требуется совершенный гемостаз), выполнение которых обычными способами сопровождается большой кровопотерей; для стерилизации гнойных ран и профилактики возможного микробного загрязнения чистых послеоперационных ран; при операциях, требующих тщательной препаровки тканей; в случаях необходимости создания биологического барьера со стороны раневой поверхности; при формировании межорганных соустьев и операциях у больных с нарушениями свертывающей системы крови.

Наибольший эффект с помощью установки "Скальпель-1" достигается при операциях на органах желудочно-кишечного тракта, связанных с резекцией и вскрытием просвета полых органов и формированием различного рода межорганных анастомозов (эти операции проводятся сфокусированным лазерным лучом с применением лазерного хирургического инструмента); при остановке кровотечений из острых язв и эрозий желудочно-кишечного тракта (проводится расфокусированным лучом); кожно-пластических операциях, требующих препаровки тканей в условиях полного гемостаза и стерильности (забор кожного лоскута производится сфокусированным лучом, обработка поверхности, подлежащей закрытию, – расфокусированным лучом); резекции паренхиматозных орга-

Сравнительные характеристики лазерных хирургических установок

Параметр	"Скальпель-1"	Laser Optronic S-20	Sharplan 791	Laser 100
Мощность излучения, Вт	20	20	50 (45 в фокусе)	10–100
Диаметр светового пятна, мм	1,0	0,1–0,21	0,1–0,3	0,1
Фокусное расстояние, мм	175	15/25/38	50–125	Переменное
Плотность мощности, Вт/мм ²	25	2·10 ³	4,5·10 ³	9,0·10 ³
Готовность, мин	Мгновенная	15	–	–
Расход охлаждающей воды, л/мин	2	2,5	4	–
Число степеней свободы перемещения оконечной части светопровода	6	6	6	6
Комплект лазерного хирургического инструмента	Есть	Нет	Нет	Нет
Способ удаления отходов лазерной обработки биоткани	Отсос	Продувка газом	Продувка газом	Продувка газом
Потребляемая энергия, кВА	1,4	3,3	2,9	–
Габариты, мм	600×800×1800	730×890×1420	800×1000×2700	1185×1130×700
Занимаемая площадь, м ²	0,48	0,64	0,80	0,80
Масса, кг	250	350	270	–

нов (проводится сфокусированным лучом); лечении гнойных ран путем одномоментного удаления девитализированных тканей и стерилизации раневой поверхности (производится соответственно сфокусированным и расфокусированным лучом); первичной хирургической обработке ран путем стерилизации их расфокусированным лучом; при пластических гинекологических операциях.

Установку "Скальпель-1" не рекомендуется применять без лазерных хирургических инструментов при операциях на органах и тканях, имеющих в зоне рассечения сосуда диаметром более 2 мм, в зонах прохождения крупных магистральных сосудов и нервов, а также в условиях применения во время операции летучих легковоспламеняющихся и взрывоопасных веществ для наркоза.

Положительным отличием "Скальпель-1" является наличие в выходной части светопровода длиннофокусной оптики, что позволяет работать без поддува в зоне обработки биоткани инертных газов, благодаря чему не загрязняется атмосфера операционных продуктами лазерной обработки биоткани, повышается асептика операции и улучшаются условия труда медперсонала.

Применение установки "Скальпель-1" с комплектом лазерного хирургического инструмента является наиболее эффективным методом хирургического вмешательства, позволяющим уменьшить расход донорской крови, сократить послеоперационный период нетрудоспособности на 5–7 дней и пребывание в стационаре на 6–8 дней по сравнению с методами лечения, основанными на ис-

пользовании традиционной аппаратуры. Преимуществом установки является ее мгновенная готовность к работе, что особенно важно в критических ситуациях хирургической практики.

По многим показателям установка "Скальпель-1" превосходит зарубежные аналоги (см. таблицу).

Повышение плотности мощности в зарубежных установках Laser Optronic и Sharplan 791, приводящее к увеличению их массы и габаритов, часто нецелесообразно, так как мощность повышенной плотности не всегда может быть эффективно использована, а иногда приводит и к отрицательным явлениям.

Диаметр пятна сфокусированного лазерного излучения и плотность мощности в фокусе выбраны в установке "Скальпель-1" таким образом, чтобы при резекции полых органов с использованием лазерного хирургического инструмента одномоментно с лазерным рассечением стенок полых органов происходила лазерная сварка с образованием двух новых полостей – оставляемой и отсекаемой. При этом скорость рассечения за счет жесткой фиксации линии рассечения сопоставима со скоростью рассечения у зарубежных аналогов, в которых плотность мощности лазерного излучения на два порядка выше.

ЛИТЕРАТУРА

1. Малышев Б.Н., Гонель-Буданцев Н.Н., Прозоров В.Н. Устройство для лазерной терапии. Авт. свидетельство № 588678. – "БИ", 1978, № 2.

2. Малышев Б.Н., Прозоров В.Н., Салюк В.А., Нахшина В.К., Мартыненко Ю.П., Новожи-

лова Н.В., Рябов В.К., Баландин В.П., Ларюшин А.И. Установка лазерной хирургии. Свидетельство на промышленный образец № 6062.

3. Малышев Б.Н., Салюк В.А., Стельмах М.Ф., Скобелкин О.К., Брехов Е.И., Башилов В.П. Инструкция по медицинскому применению лазерной хирургической установки типа "Скальпель-1".

4. Малышев Б.Н., Салюк В.А., Скобелкин О.К., Тошаков Р.А., Брехов Е.И. Способ соединения тканей полых органов и лазерный хирургический аппарат для его осуществления.

5. Малышев Б.Н., Брехов Е.И., Скобелкин О.К., Тошаков Р.А., Егоров Е.И., Иванов А.И., Салюк В.А. Аппарат для получения трубки из большой кривизны желудка. Авт.свидетельство № 625696. — "БИ", 1978, № 36.

6. Малышев Б.Н., Салюк В.А., Скобелкин О.К., Тошаков Р.А., Брехов Е.И. Способ соединения биологических тканей. Авт.свидетельство № 618115. — "БИ", 1978, № 29.

7. Малышев Б.Н., Салюк В.А., Скобелкин О.К., Тошаков Р.А., Брехов Е.И. Способ соединения тканей полых органов. Авт.свидетельство № 618616. — "БИ", 1978, № 29.

Статья поступила 18 мая 1979 г.

С. А. Алякишев, И. И. Косарев,
О. К. Скобелкин, В. В. Теселкин

ЛАЗЕРНАЯ ЭНДОСКОПИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ УСТАНОВКА

Установка, созданная на базе мощного аргонового лазера, перспективна для широкого применения в медицине благодаря большому диапазону регулировки мощности лазера и дозы облучения, наличию гибкого волоконного световода для подведения луча к объекту, а также сочетанию возможностей эндоскопии и радиотехнических средств для передачи изображения объекта на экран телевизора, его видеозаписи, хранения и воспроизведения.

УДК 615.471:621.373.826

Многочисленные экспериментальные и клинические исследования показали высокую перспективность применения в медицине аргоновых лазеров. Спектр излучения этих устройств лежит в области, близкой к абсорбционному максимуму гемоглобина, излучение избирательно поглощается васкулярированными тканями слизистой оболочки желудочно-кишечного тракта, патологическими об-

разованиями и паренхиматозными органами. С помощью аргонового лазера может быть успешно осуществлена коагуляция больших гемангиом и остановка кровотечения из стрессовой язвы желудка [1, 2]. При этом не наблюдается каких-либо признаков перфорации и локального перитонита.

Лазерная эндоскопия способна в ряде случаев заменить оперативное вмешательство при острых желудочно-кишечных кровотечениях у больных. Использование вместо электрокоагуляции лазерной фотокоагуляции при плановых операциях на желудочно-кишечном тракте и при экстренной остановке кровотечений исключает вероятность перфорации.

Применение аргонового лазера в хирургии имеет ряд преимуществ по сравнению с лазерами других типов. Так, полоса некротизированной ткани при воздействии аргоновым лазером в 2–2,5 раза уже, чем при облучении углекислым лазером, а ширина зоны коагуляции не превышает 50 мкм (при воздействии углекислым лазером она достигает 100 мкм). Обугливание ткани и дымовыделение во время операции отсутствуют. Кроме того, излучение может быть подведено к рабочей зоне с помощью гибких световодов, имеющих высокое пропускание в этой части спектра.

На базе аргонового лазера с использованием волоконной оптики и телевизионной системы создана эндоскопическая хирургическая установка (рис. 1), позволяющая осуществлять оперативное вмешательство и локальную коагуляцию при кровотечениях во внутренних полостях организма.

Широкий диапазон регулирования мощности и времени воздействия излучения на объект, удобство контроля за проведением операции, наличие системы видеозаписи и воспроизведения делает ее



Рис.1. Универсальная эндоскопическая установка

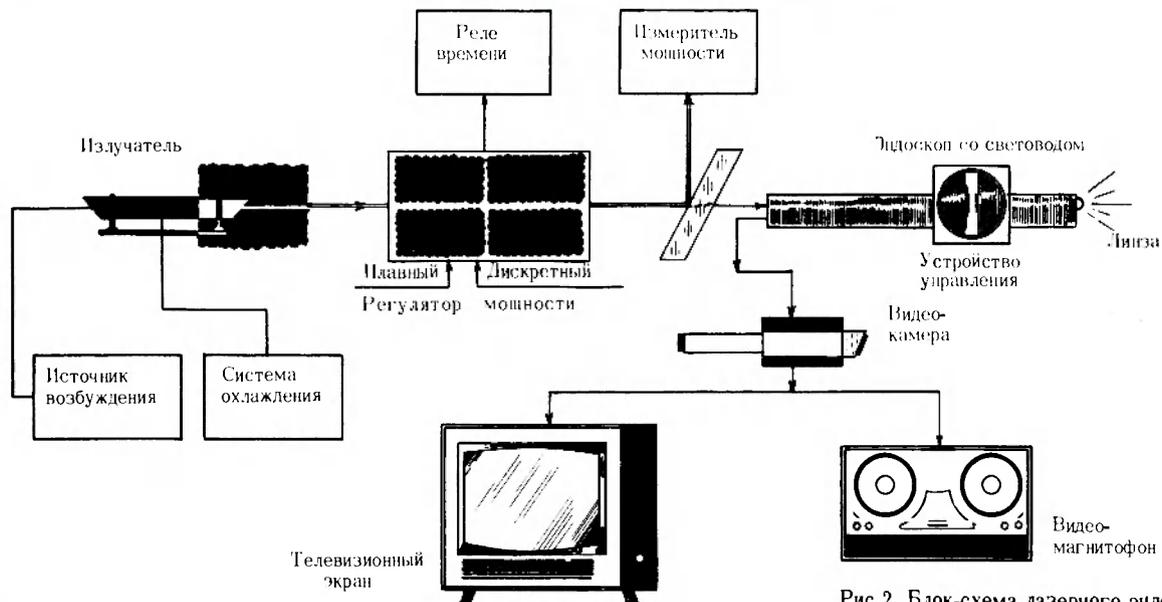


Рис.2. Блок-схема лазерного эндоскопа

перспективной для лечения и многих других заболеваний.

Благодаря эндоскопам различных типов, которыми снабжена установка, она может найти широкое применение в диагностике и лечении пищевода, желудка, печени, двенадцатиперстной кишки, ободочной кишки, голосовой связки, бронха, сердца, почек, желудочка головного мозга, а при наличии комплекта необходимых инструментов и приспособлений – в стоматологии, офтальмологии, урологии, гинекологии, а также в рефлексотерапии и других областях физиотерапии.

Блок-схема установки представлена на рис. 2. Излучатель аргонового лазера питается от источника возбуждения. Дискретная регулировка мощности лазера осуществляется с помощью системы фильтров, плавная регулировка – системой управления. Эндоскоп оптически связан с видеокамерой, которая в совокупности с видеоманитофоном и телевизионной системой обеспечивает запись и воспроизведение изображения объекта.

Общая длина активного элемента аргонового лазера в установке составляет 780 мм, длина разрядного промежутка 480 мм, диаметр разрядного капилляра 2,5 мм, давление аргона 67 Па, падение напряжения на трубке 260 В, максимальный ток разряда 40 А. Разрядный канал выполнен из окиси бериллия. Резонатор лазера образован зеркалами плоскость-сфера с кривизной сферы 5 м, установленных на расстоянии 900 мм. Пропускание плоского зеркала 0,5, сферического – 12%. Режим работы лазера – одномодовый. Луч лазера оптически согласован со световодом, пропущенным в биопсийный канал эндоскопа.

Световод представляет собой гибкий волоконный жгут. Волокна диаметром 5–10 мкм выполне-

ны из особо прозрачного стекла. Пропускание световода в сине-зеленой области спектра, в которой излучает аргоновый лазер, составляет 45%.

Техническая характеристика

Спектр излучения лазера, мкм	0,46–0,51
Интегральная мощность излучения на входе световода, Вт	4–7
Плотность лазерного излучения на выходе эндоскопа, Вт/мм ²	1,5–2,5
Длина световода, м	2,25
Внутренний диаметр световода, мм	1,5(±0,1)
Диапазон регулировки времени облучения, с	1–99
Минимальный интервал временной регулировки, с	1,0
Давление воды, используемой для охлаждения, атм.	2–3
Расход воды, л/мин	5
Рабочая температура, °С	10–35
Относительная влажность при температуре 25 ± 5°С, %	65 ± 15
Время готовности, мин	15
Напряжение питания, В	220/380 (50 Гц)
Габариты, мм	1500 × 750 × 1400
Масса, кг	400

Необходимая для облучения объекта мощность устанавливается по измерителю мощности, а время облучения – с помощью реле. Режим работы установки задается коммутирующим устройством.

В режиме воспроизведения изображения исследуемого объекта на экране телевизионной системы включается блок подсветки и регулируется яркость освещения объекта (освещенность контролируется через окуляр видеокамеры). Изображение передается по соответствующему каналу на окуляр эндоскопа, далее – на оптически согласованный с ним объектив видеокамеры и непосредственно просматривается наблюдателем через ее окуляр. Кроме того, с выхода видеокамеры видеосигнал через соединительный кабель подается на видеоусилитель и далее на вход телевизионной системы. При необходимости произвести обработку исследуемого объекта лазерным лучом включают блок реле вре-

мени, который по истечении периода выдержки возвращает электромагнит с зеркалом в исходное состояние перекрывая поступление лазерного луча в рабочую зону.

В режиме видеозаписи происходит запись исследуемого объекта на ленту видеоманитофона, что дает возможность хранить информацию об объекте и воспроизводить ее на экране телевизионной системы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Bodem F., Reidenbach H.D., Brand H. Laser-electro-optic, N 3, 1975.
2. Экспресс-информация "Хирургия". М., ВНИИМИ, № 12, 1974.

Статья поступила 26 марта 1979 г.

И. И. Косарев, С. И. Сливин,
В. А. Степанов, П. Г. Швальб

ПРИМЕНЕНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО КРАСНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ХИРУРГИИ

УДК 615.471:616-089:621.373.826.095

Для лечения различных гнойных воспалительных заболеваний, воспалительно-дегенеративных заболеваний связочно-суставного аппарата, тромбозов и трофических язв применялось низкоинтенсивное красное лазерное излучение, генерируемое ЛГ-36 и ЛГ-75 с выходной мощностью 20 мВт. Облучение проводилось в непрерывном режиме с экспозицией от 1,5 до 5 мин (наиболее часто — 3 мин). Результаты лечения представлены в таблице.

Наблюдения за ходом заживления ран показали, что действие на воспалительный процесс лазерного излучения аналогично действию известных фармакологических средств типа пиразолидона, пириимидиновых оснований и глюкокортикоидов.

Облучение воспалительных инфильтратов вызывает реакции двух типов. Наиболее часто, особенно в тех случаях, когда преобладают пролифе-

Нозологическая форма заболевания	Число пациентов	Состояние после облучения (% к числу пациентов)			
		Стойкое улучшение	Нестабильное улучшение	Без перемен	Ухудшение
Трофические язвы	121	79,3	14,1	4,1	2,5
Послеоперационные инфильтраты	130	96,1	—	3,9	—
Тромбофлебит	86	90,7	5,8	3,5	—
Заболевания связочно-суставного аппарата	412	65	23,3	11,7	—
Гнойные раны	82	79,2	15,9	4,6	—

ративные и экссудативные компоненты воспаления, происходит уменьшение воспалительных явлений, более быстрое рассасывание экссудата, регрессирование пролиферативных процессов.

Использование этой реакции особенно важно при лечении воспалительных послеоперационных осложнений, когда следует избегать грубого рубцевания тканей как исхода воспалительных инфильтратов. Реже (в альтеративной фазе воспаления, а также при аллергическом воспалении) наблюдается быстрое прогрессирование процесса и формирование гнояника. Таким образом, красное лазерное облучение как бы катализирует скрытые тенденции в течении воспалительной реакции в момент воздействия.

При лечении трофических язв положительный эффект наблюдается в 79,3% случаев, однако сроки заживления остаются длительными (в среднем до 30 дней), а возникновение рецидива в дальнейшем у больных с патологией вен находится в прямой связи с полнотой оперативной коррекции венозного оттока.

Воздействие красного лазерного света на трофические язвы у больных с недостаточностью артериального притока (облитерирующий эндартериит и облитерирующий атеросклероз) иногда вызывает отрицательный эффект: язвы увеличиваются в размерах, возникают некротические участки. Этот факт свидетельствует, что для успешной реализации лазерного эффекта при трофических язвах требуется достаточное кровоснабжение, обеспечивающее повышенный уровень обмена. Поэтому можно считать, что при облитерирующих заболеваниях артерий лазерное излучение противопоказано.

Для выяснения путей воздействия лазерного света на иммуннобиологические системы исследовалось его влияние на такой общебиологический феномен, как фагоцитоз. После облучения крови с экспозицией от 1 до 5 мин с соответствующим контролем фагоцитарная активность лейкоцитов повышалась закономерно с 30–40 до 70–80%.

Этот факт свидетельствует о непосредственном стимулирующем влиянии красного лазерного света на активность живой клетки.

В процессе клинических наблюдений выявилось еще одно важное свойство красного лазерного излучения — местное обезболивающее действие. Оно наблюдается почти во всех случаях облучения трофических язв и воспалительных инфильтратов. Наиболее просто было бы объяснить это уменьшением воспалительного отека и изменением рН среды, однако наиболее вероятно, что под влиянием слабых квантовых воздействий происходит изменение болевого парабиотического состояния нервной ткани с повышением ее порога возбудимости.

Таким образом, клинические наблюдения и экспериментальные данные безусловно подтверждают благотворное действие низкоинтенсивного красного лазерного света на лечение указанных заболеваний, хотя резких качественных отличий от результатов лечения другими методами физиотерапии не обнаружено.

ЛИТЕРАТУРА

Кавецкий Р.Е. и др. Лазеры в биологии и медицине. Киев, 1969.

Средства и методы квантовой электроники в медицине. Тематич. сб. Саратов, 1976.

Статья поступила 22 декабря 1978 г.

В. С. Акопян, А. А. Большунов, Э. А. Лукин,
Б. Н. Малышев, В. А. Салюк, М. Ф. Стельмах,
Ю. В. Фундатор

ЛАЗЕРНАЯ ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА "ЯТАГАН" ДЛЯ МИКРОХИРУРГИИ

Установка предназначена для проведения микрохирургических операций переднего отдела глаза. Она позволяет осуществлять лечение таких глазных заболеваний, как глаукома, катаракта и другие, без нарушения целостности наружных оболочек глаза.

УДК 615.471:616-089:621.373.828

Лазерное излучение уже давно и успешно применяется для проведения бескровных хирургических операций в офтальмологии — приварки отслоившейся

глазной сетчатки и заварки сосудов глазной сосудистой оболочки при диабете.

Академиком АМН СССР М.М. Красновым предложен ряд новых способов использования лазера в борьбе с глазными заболеваниями. Они заключаются в прокалывании "дренажных" отверстий остросфокусированным лазерным излучением и применяются для лечения болезней переднего отдела глаза (традиционные методы микрохирургии требуют в таких случаях нарушения целостности глаза). Операции проводятся с помощью установки "Ятаган" на основе рубинового лазера с модуляцией добротности (рис. 1). Установка имеет следующие параметры:

Длина волны излучения, мм	694
Энергия излучения (серия не менее трех импульсов), Дж	0,1-0,2
Длительность импульса, нс	50-70
Мощность излучения одного импульса, МВт	0,5-0,8
Интервал между импульсами в серии, мкс	15-20
Диаметр пятна, мм	0,3-0,5
Расходимость пучка	< 30'

Воздействие такого излучения на глазные ткани происходит с минимальными коагуляционным и воспалительным эффектами, и, следовательно, с минимальными регенеративными эффектами зарастания полученных отверстий.

При проведении микрохирургических операций излучение рубинового лазера проходит через светосуммирующую призму [1], при этом небольшая его часть (до 50%), отраженная от передней грани призмы, направляется на калориметр для контроля энергии лазерного излучения (рис. 2). Основная

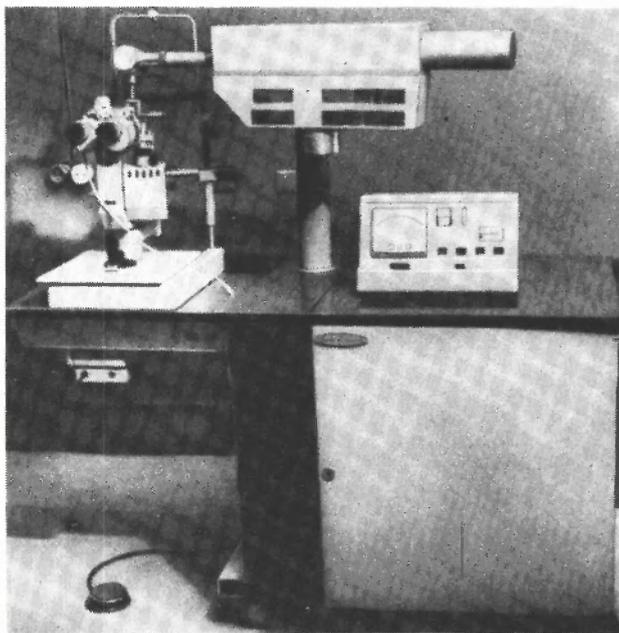


Рис. 1. Лазерная офтальмологическая установка "Ятаган"

часть излучения попадает на подвижное зеркало, которое отражает его на поворотной-фокусирующую линзу-призму, отклоняющую излучение на 90° и фокусирующую луч на гониолинзу, прикладываемую к роговице пациента. Благодаря тому, что входная поверхность гониолинзы имеет выпуклую сферическую форму, происходит дополнительная фокусировка луча. Точность наведения луча (до 0,1 мм) на выбранный участок оперируемого глаза обеспечивается гелий-неоновым лазером подсветки ИЛГН-204.

Поскольку гелий-неоновый лазер излучает в том же спектральном диапазоне, что и рубиновый, дисперсией излучений можно пренебречь. Достаточно высокая направленность обоих излучений обеспечивает высокую точность их соединения в зоне облучения. Подвижное зеркало, на которое попадают излучения обоих лазеров после совмещения на светосуммирующей призме, имеет диэлектрическое отражающее покрытие, максимум отражения которого ($\sim 100\%$) приходится на длину волны излучения рубинового лазера. Малое количество оптических элементов на пути луча рубинового лазера позволяет избежать паразитных отражений и рассеяний, создающих опасные для пациента ореолы рассеянного излучения в зоне облучения, и подводить излучение к объекту с эффективностью 70–80%.

Используемый в конструкции рубинового лазера фототропный модулятор с просветляющим кра-

сителем типа А-1044 обеспечивает получение серии необходимых импульсов при 200 тыс. и более включений с легкой регулировкой числа импульсов в серии путем изменения энергии накачки. При этом расходимость излучения в 1,5–2 раза ниже, чем при применении оптико-механического и электрооптического модуляторов.

Конструкция выходной трубки излучателя с жестко закрепленной в ней линзой-призмой обеспечивает шесть степеней свободы для перемещений излучателя.

Линза-призма выходной трубки излучателя установлена вплотную к объективу микроскопа так, чтобы не затенять поле зрения. Оптические оси бинокулярного микроскопа и совмещенных пучков лазерных излучений, а также их фокусы совмещаются при юстировке.

Совпадение оптических осей и фокусов бинокулярного микроскопа и лазерного излучения сохраняется при всех перемещениях координатного столика с микроскопом и микроскопа относительно координатного столика благодаря жесткому креплению выходной трубки излучателя к бинокулярному микроскопу.

Системы питания и управления установки разработаны с учетом требований электро- и лазерной безопасности, надежности и специфики облучаемых объектов. В частности, промежуток времени с момента, когда объект облучения в глазу пациента найден и находится "под прицелом", до момента облучения не превосходит физиологической постоянной времени человека (составляющей 0,1–0,15 с), что сводит к минимуму вероятность облучения другого участка глаза при произвольном его перемещении. Такое быстрое действие обеспечивается ждущим режимом зарядки накопительного конденсатора импульсной лампы-накачки рубинового лазера с точностью поддержания напряжения заряда $\pm 1\%$. В целях электробезопасности предусмотрена электроблокировка защитных кожухов установки. Для выполнения требований лазерной безопасности установлена фотоблокировка светозащитной заслонки, которая позволяет проводить облучение объекта только в момент полного перекрытия визуальной системы наблюдения.

Функциональная электрическая схема установки приведена на рис. 3.

При нажатии кнопки "пуск", срабатывании реле протока воды и при условии исправности электроблокировок подается питание на основные функциональные узлы и включается зуммер, сигнализирующий о готовности установки к работе. Включение рубинового лазера производится нажатием педали только при срабатывании фотоблокировки.

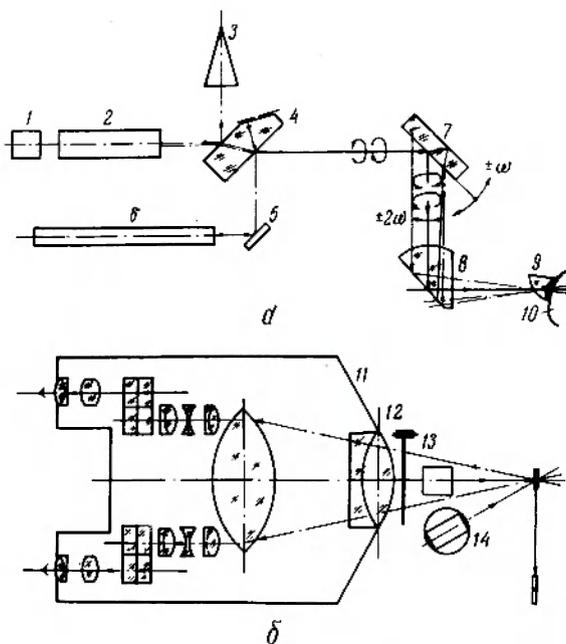


Рис.2. Оптические схемы излучателя (а) и устройства для биомикроскопического контроля (б): 1 – модулятор добротности; 2 – рубиновый лазер; 3 – калориметр; 4 – светосуммирующая призма; 5 – поворотное зеркало; 6 – гелий-неоновый лазер подсветки; 7 – подвижное зеркало; 8 – поворотной-фокусирующая линза-призма; 9 – гониоскоп; 10 – тело глаза; 11 – бинокулярный микроскоп; 12 – объектив; 13 – светозащитная заслонка; 14 – осветитель шелевой лампы

Величина энергии излучения контролируется системой, состоящей из калориметрического измерителя с дифференциальной термпарой, фотокомпенсационного усилителя и микровольт-микроамперметра, вынесенного на настольный пульт управления.

Лазерная офтальмологическая установка "Ятаган" может применяться при лечении таких заболеваний, как первичная открытоугольная и закрытоугольная глаукома в начальной стадии, кисты радужной оболочки, различные виды "мягких" катаракт у больных детского и юношеского возраста [2].

При кистах радужной оболочки луч наведения гелий-неонового лазера и световую щель осветителя щелевой лампы фокусируют на поверхности кисты радужной оболочки, после чего одним-тремя импульсами формируют сквозное отверстие в ее стенке. Такого же числа импульсов требует образова-

ние сквозного отверстия в месте максимального истончения радужной оболочки при закрытоугольной глаукоме. Сквозное отверстие, необходимое для лечения различного вида вторичных катаракт, формируется одним-пятью импульсами. Перечисленные случаи лазерного вмешательства не требуют предварительной анестезии.

Лазерные вмешательства при открытоугольной глаукоме проводятся после предварительной местной инстилляционной анестезии, необходимой для наложения на роговицу больного глаза гониолинзы модели М.М. Краснова. Производят 15–20 аппликаций лазерной энергии, которые располагают непрерывной цепочкой.

Лечение некоторых видов "мягких" катаракт у больных детского и юношеского возраста требует максимального медикаментозного мидриаза. При этом луч наведения гелий-неонового лазера и световую щель осветителя щелевой лампы фокусируют на передней поверхности капсулы хрусталика, после чего одним или несколькими импульсами формируют в ней отверстие.

Как показал опыт, применение установки нецелесообразно при всех видах заболеваний сетчатки и ее сосудов, зрительного нерва и хориоидеи, старческих катарактах, всех видах увеитов, новообразованиях глаз, заболеваниях роговицы и вторичных глаукомах.

Операции, проводимые с помощью установки, позволяют сократить время пребывания пациента в стационаре в среднем на 20 дней по сравнению с лечением традиционными оперативными методами, а также общий период нетрудоспособности (в случае операции глаукомы, например, на 45 дней).

Лазерная офтальмологическая установка "Ятаган" не имеет зарубежных аналогов. Она запатентована в восьми странах: ГДР, Швейцарии, Англии, США, Италии, Канаде, ФРГ, Франции.

Предложенные академиком М.М.Красновым способы лечения заболеваний переднего отдела глаза, осуществляемые с ее помощью, имеют мировой приоритет.

ЛИТЕРАТУРА

1. Краснов М.М., Стельмах М.Ф., Малышев Б.Н., Прозоров В.Н., Сапрыкин П.И., Батрукова М.Г. Лазерная офтальмологическая установка. Авт. свидетельство № 446.981. — "БИ", 1974, № 38.

2. Акопян В.С., Большунов А.В., Малышев Б.Н., Садюк В.А. Инструкция по применению лазерной офтальмологической установки типа "Ятаган-1".

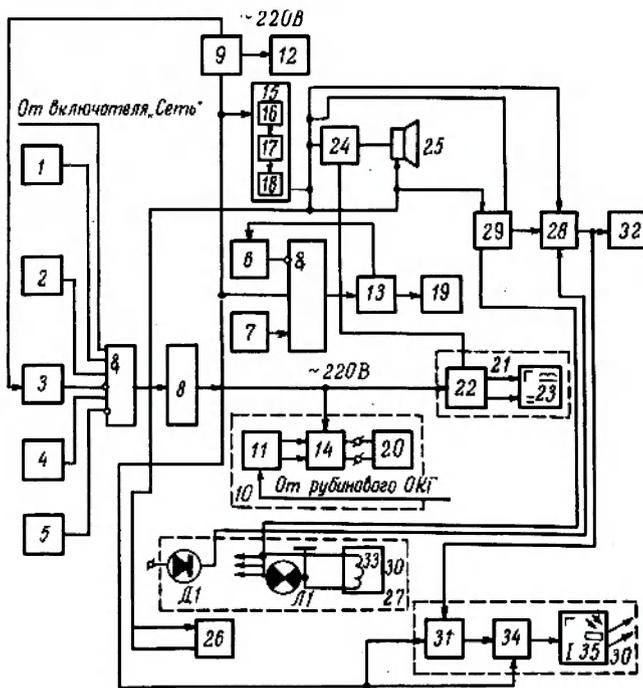


Рис. 3. Функциональная электрическая схема установки: 1 — реле протока воды; 2 — концевые выключатели блокировки; 3 — контакт реле максимального тока; 4 — кнопка "пуск"; 5 — кнопка "стоп"; 6 — контакт реле максимального тока; 7 — тумблер "ход стола"; 8 — магнитный пускатель; 9 — реле максимального тока; 10 — система измерения энергии рубинового лазера; 11 — калориметр; 12 — система охлаждения водой рубинового лазера; 13 — реле максимального тока; 14 — фотокомпенсационный усилитель Ф116/1; 15 — блок питания системы управления; 16 — трансформатор питания; 17 — блок выпрямителей; 18 — стабилизатор питания; 19 — двигатель подъема и опускания стола; 20 — микровольт-микроамперметр М288К; 21 — гелий-неоновый лазер; 22 — источник питания; 23 — головка гелий-неонового лазера; 24 — реле времени; 25 — зуммер; 26 — педаль; 27 — блок оптической защиты; 28 — формирователь импульса поджига и блокировки; 29 — формирователь импульса заслонки; 30 — рубиновый лазер; 31 — система управления СУМ-5М источником питания рубинового лазера; 32 — счетчики импульсов; 33 — светозащитная заслонка; 34 — импульсный источник питания ИП-1М; 35 — головка рубинового лазера

Г. М. Баринов, А. Н. Герберг,
И. М. Логай, С. Б. Мухо

ПОСТОЯННЫЕ МАГНИТЫ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ

УДК 615.471:617.7

В офтальмологии для удаления инородных предметов давно и широко применяются постоянные магниты. Однако изготавливаемые в настоящее время магниты из литого сплава ЮН14ДК25БА вследствие его относительно невысокой магнитной энергии имеют большие габариты и массу. Сила их притяжения не всегда оказывается достаточной для извлечения инородного предмета, что затрудняет проведение микрохирургических операций на глазе, особенно при применении микроскопа. В этой связи весьма актуальна разработка малогабаритных магнитов с повышенной силой притяжения.

Для изготовления таких магнитов был выбран наиболее энергоемкий из современных материалов сплав кобальта с самарием (марки КС). Ниже приведены сравнительные магнитные характеристики сплавов типа КС и ЮНДК.

	ЮН13ДК24	ЮН14ДК25БА	КС37	КС37А
Остаточная индукция, Т.....	1,25	1,3	0,77	0,82
Коэрцитивная сила, кА/м.....	40	58	540	560
Удельная магнитная энергия, кДж/м ³	36	56	112	132

Значительные преимущества сплава КС37 по сравнению с традиционными литыми сплавами позволили разработать на его основе конструкции магнитов с уменьшенными габаритами и массой при одновременном увеличении магнитных параметров и силы притяжения.

Созданы глазные магниты двух диаметров – 30 и 40 мм. Каждый магнит комплектуется наконечниками из магнитомягкой стали. Оценка магнитных и магнитомеханических характеристик приборов, изготовленных из различных материалов, показывает, что магниты из сплава КС37 по всем показателям значительно превосходят магниты из литых материалов:

	Бродского-Джалишвили Кальфа			
	ЮН13ДК24	ЮН14ДК25БА	ø 40, КС37	ø 30, КС37А
Масса магнита, кг	2,2	0,38	0,41	0,26
Значение магнитной индукции, мТ				
на полюсе	100	293	472	453
для наконечников различной длины				
20 мм	–	148	170	154
25 мм	–	143	163	148
30 мм	–	47	64	53
Удерживающая сила для наконечника 30 мм	–	15	25–30	30–40

Глазные магниты выполняются в виде цилиндра высотой 50 мм с усеченным конусом и помещаются в латунный хромированный корпус. При хранении магнит устанавливается на магнитопровод, замыкающий поток с полюсов, и помещается в плотно закрывающуюся металлическую коробку. В этой коробке производят газовую стерилизацию магнита и полюсных наконечников.

Статья поступила 31 января 1979 г.

В. В. Казарин, Ю. Г. Савинов,
З. М. Славинский, В. А. Спирюшкин

ВЫСОКОЧАСТОТНЫЕ КОАГУЛЯТОРЫ

Комплект высокочастотных аппаратов, относящихся к классу бикоагуляторов, предназначен для коагуляции кровеносных сосудов токами высокой частоты при проведении операций в сосудистой, общей и микрохирургии.

УДК 615.471.616–089

Во многих областях медицины электрохирургия является сегодня преимущественным методом оперативного вмешательства. Основными чертами электрохирургии являются быстрое снятие боли, заживление ран без рубцов и шрамов, незначительное кровотечение электрохирургических разрезов. Последнее обеспечивает хороший обзор операционного поля. При использовании электрокоагуляторов может быть оперативно приостановлено артериальное кровотечение. Одновременно с процессами резания и коагуляции происходит автома-

тическая стерилизация электродов и обработка поверхностей разреза, исключая попадание на них микробов. Выполнение электрохирургических разрезов не требует механического нажима на инструмент, поэтому края разреза не деформируются.

Принцип действия всех электрохирургических аппаратов основан на том, что при большой плотности тока, протекающего в зоне касания тела пациента инструментом, происходит быстрый разогрев и испарение внутриклеточной и межклеточной жидкости, сопровождающийся разрывом клеток и соответственно ткани. При меньшей плотности тока происходит обезвоживание клеток без их разрыва, при этом ткань "спекается", что оказывает мгновенное кровоостанавливающее действие.

При моноактивном способе резания и коагуляции путь высокочастотного тока замыкается через тело пациента, что требует значительных мощностей электрокоагулирующего аппарата, а, следовательно, опасно при операциях на жизненно важных органах. Снизить эту опасность и уменьшить мощность самого аппарата позволяет метод биактивной коагуляции, при котором область воздействия высокочастотным током ограничивается зоной, находящейся между электродами биактивного инструмента; заживление ран при этом происходит быстрее, чем при использовании моноактивного метода.

Из всех выпускаемых серийно электрохирургических аппаратов только один ЭН-57М обеспечивает бикоагуляцию, однако он не позволяет достаточно точно дозировать выходную мощность при малых уровнях токов. Этого недостатка лишены разработанные высокочастотные бикоагуляторы ЭС-30МК, ЭС-30ВК и ЭС-30К для микрохирургии, сосудистой хирургии и общей хирургии, которые перекрывают диапазон выходных мощностей от 20 до 80 Вт.

Коагулятор ЭС-30МК (рис. 1), предназначенный для микрохирургии, осуществляет коагуляцию кровеносных сосудов диаметром не более 0,5 мм. Аппарат снабжен комплектом биактивных пинцетов (семь наименований) с изогнутыми и прямыми, острыми и тупыми концами длиной от 16 до 21 см.

Коагулятор ЭС-30ВК (рис. 2) для сосудистой хирургии, снабженный комплектом электродов-зондов с наружными диаметрами 3,4 и 5 мм, позволяет проводить внутривенную коагуляцию.

Коагулятор ЭС-30К (рис. 3) разработан для нужд общей хирургии. С помощью комплекта биактивных пинцетов (шесть наименований) с изогнутыми и прямыми, острыми и тупыми концами можно проводить коагуляцию кровеносных сосудов с наружными диаметрами до 2 мм. Общая длина биактивных пинцетов – 21–30 см.

Основные технические характеристики разработанных аппаратов приведены в таблице.

Параметр	Тип аппарата		
	ЭС-30МК	ЭС-30ВК	ЭС-30К
Выходная мощность при номинальном напряжении питания, Вт	20	40	80
Потребляемая мощность, ВА	≤ 100	≤ 150	≤ 250
Габариты, мм	425×308×147	425×308×147	425×308×147
Масса (с комплектующими принадлежностями), кг	≤ 8	≤ 10	≤ 15

Все аппараты питаются от сети переменного тока напряжением $220 \text{ В} \pm 10\%$ ($50 \pm 0,5$ Гц). Время непрерывной работы аппаратов составляет 12ч, время готовности к работе после включения в сеть не более 5 с.

Разработанные устройства имеют световую и звуковую сигнализацию подачи тока ВЧ на рабочий инструмент (ток подается с помощью ножного пе-

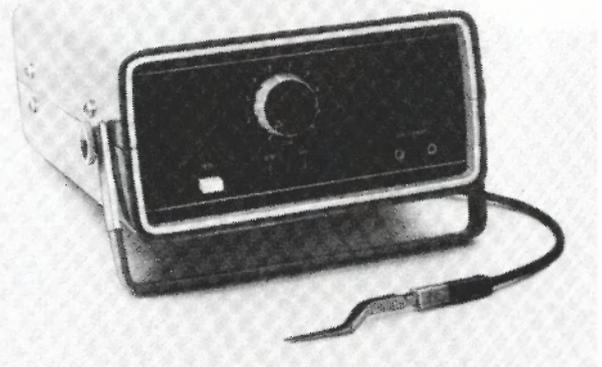


Рис. 1. Коагулятор ЭС-30МК

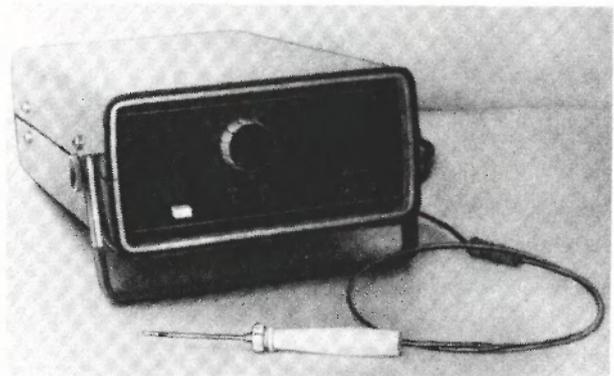


Рис. 2. Коагулятор ЭС-30ВК

дальнего выключателя). Унифицированная блок-схема высокочастотных коагуляторов приведена на рис. 4.

Функционально все аппараты состоят из законченных самостоятельных блоков — питания, генераторов, предварительного усилителя, выходного усилителя мощности. Все блоки выполнены на унифицированных печатных платах. Набором необходимого числа модулей усилителя мощности можно получить различную выходную мощность аппаратов в зависимости от области их применения. Это позволяет значительно повысить ремонтоспособность аппаратов, резко сократить номенклатуру комплектующих изделий, а также повысить технологичность изготовления.

Блок питания, обеспечивающий напряжением все последующие каскады аппарата, содержит силовой трансформатор, выпрямитель и емкостный фильтр.

В блок генераторов входит задающий генератор, вырабатывающий непрерывный синусоидальный сигнал частотой 1760 кГц, подаваемый затем на модулятор. В непрерывном режиме модулятор не работает и пропускает этот сигнал на предварительный усилитель для последующего усиления до 5 Вт. В импульсном режиме генератор управления вырабатывает сигнал управления модулятором с

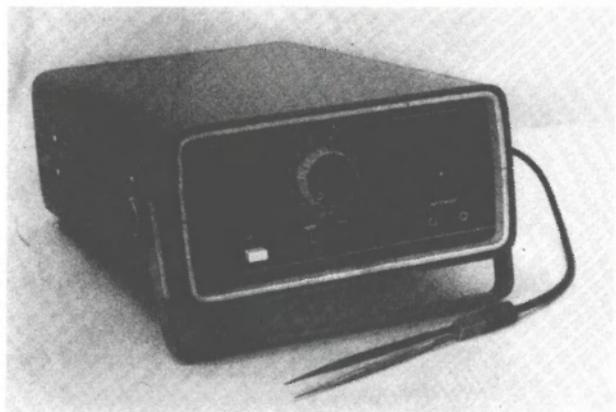


Рис. 3. Коагулятор ЭС-30К



Рис. 4. Блок-схема высокочастотных коагуляторов

частотой 30 кГц $\pm 20\%$ и скважностью $2 \pm 20\%$, и на выходе усилителя появляется амплитудно-модулированный сигнал. Генератор звуковой частоты вырабатывает звуковой сигнал частотой 400 Гц $\pm 20\%$ при подаче тока высокой частоты на рабочий инструмент. В блоке генераторов применены четыре микросхемы типа К1ЛБ553, а также транзисторы КТ603Б и КТ807Б.

Усилитель мощности в аппарате ЭС-30МК представляет собой модуль, собранный по двухтактной схеме на транзисторах КТ805А. Он усиливает сигнал до уровня 20 Вт. Согласование усилителя с нагрузкой осуществляется с помощью трансформатора, выполненного на ферритовых (марки 50ВЧ2) кольцах.

Усилитель мощности в аппарате ЭС-30К содержит два модуля, мощность на выходе которых суммируется с помощью гибридных трансформаторов, в результате чего на рабочий инструмент подается мощность 80 Вт. Гибридные трансформаторы осуществляют и согласование усилителя мощности с нагрузкой. На вход усилителя мощности подается сигнал с модуля мощностью 20 Вт, являющегося одновременно оконечным усилителем мощности в аппарате ЭС-30МК. Деление выходной мощности 20-Вт модуля и согласование его выхода со входами двух 40-Вт модулей осуществляется с помощью гибридных трансформаторов, выполненных на ферритовых кольцах типа 50ВЧ2.

Усилитель мощности в аппарате ЭС-30ВК представляет собой один модуль мощностью 40 Вт, выход которого согласуется с нагрузкой с помощью гибридного трансформатора. В обоих разработанных модулях на 20 и 40 Вт применены однотипные комплектующие элементы, согласующие и гибридные трансформаторы.

Конструктивно вышеперечисленные аппараты выполнены на единой унифицированной основе и содержат шасси рамного типа с расположенными на нем всеми функциональными узлами — блоком питания, платой генератора, платой питания, ВЧ модулями. Блок питания отделен от остальных узлов изолирующей перегородкой, что значительно повышает электробезопасность аппарата. Все платы аппаратов имеют одинаковые размеры и устанавливаются на разъемы. На передней унифицированной панели расположены органы управления и индикации: выключатель сети, переключатель для дискретного регулирования выходной мощности (10 ступеней регулирования), переключатель выбора необходимого режима работы (непрерывного или импульсного), клемма для подключения инструмента — пинцетообразных электродов или электродов-зондов, лампочки, сигнализирующие о подаче напряжения питания на аппарат и напряжения высокочастотных

колебаний на рабочий инструмент. В аппаратах предусмотрен разъем для подключения ножного педального выключателя.

Все аппараты выполнены по второму классу защиты от поражения электрическим током согласно ОСТ 64-1-203-75.

Статья поступила 19 февраля 1979 г.

Г. М. Баринов, В. И. Гераськин, А. Н. Герберг,
Г. С. Васильев, С. Б. Мухомов, Я. Д. Рабинович,
С. С. Рудаков, О. К. Фролов

МАГНИТНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИСПРАВЛЕНИЯ ВОРОНКООБРАЗНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

УДК 615.847.8:616-089

В последнее время отмечается повышение интереса медиков к применению в хирургии пндетромоторных (механических) сил, действующих в магнитном поле на ферромагнитные материалы. Причина такого интереса заключается в возможности использования сил магнитного поля для совершенно нового подхода к лечению ряда заболеваний, которые обычно требуют хирургического вмешательства. Такой подход основан на том, что магниты взаимодействуют без механического контакта и, имплантируя их в организм, можно воздействовать с определенной силой на органы или ткани без нарушения герметичности внешних и внутренних оболочек организма. Для решения ряда медицинских задач это имеет важное и даже решающее значение. Кроме того, последние достижения в области магнитного материаловедения и магнитостроения позволяют создавать малогабаритные и мощные силовые магнитные системы самой разнообразной конфигурации.

Разработка магнитных систем медицинского назначения связана с удовлетворением довольно жестких требований. Так, геометрия системы должна соответствовать геометрическим параметрам индивидуального больного, а зависимость силы

от расстояния между взаимодействующими магнитными элементами быть достаточно слабой. Желательно также локализовать поле между взаимодействующими элементами системы, так как действие магнитного поля на организм изучено еще не полно. Все это приводит к необходимости использования в магнитной системе магнитопроводов, экранов, наконечников, что, в свою очередь, усложняет расчет механических сил между взаимодействующими элементами.

Поскольку существующие методы расчета сил в магнитных системах пригодны только для определенных конфигураций ферромагнитных элементов [1], был разработан алгоритм, реализация которого на ЭВМ "Минск-32" позволила с высокой точностью (средняя погрешность составила 15%) определить механические силы, действующие в устройстве, предназначенном для исправления воронкообразной деформации грудной клетки.

Это устройство представляет собой имплантируемую в загрудинное пространство пластину [2], состоящую из двух укрепленных на магнитопроводе встречно намагниченных плоских магнитов из материала SmCo_5 . Такая схема обеспечивает экранирование органов средостения от магнитного поля большой напряженности. Для исключения кон-

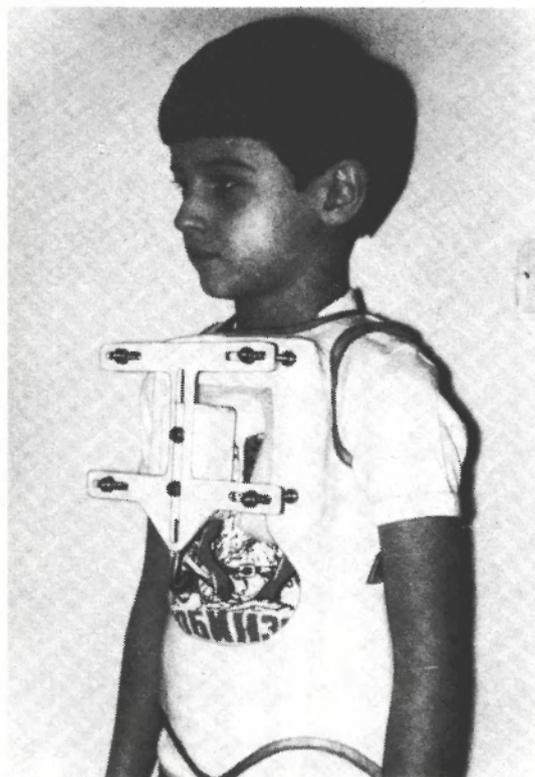


Рис. 1. Крепление внешней магнитной системы устройства для исправления воронкообразной деформации грудной клетки

такта со средой организма пластина покрывается защитной оболочкой из силиконового каучука.

Внешняя магнитная система также содержит два укрепленных на магнитопроводе встречно намагниченных элемента и, кроме того, дополнительный элемент, направление намагниченности которого перпендикулярно намагниченности полюсных магнитов. Благодаря дополнительному элементу увеличивается сила взаимодействия между пластиной и внешней системой, особенно на относительно больших (40–45 мм) расстояниях. Внешняя магнитная система укрепляется на пациенте с помощью специального корсета (рис. 1).

Как показал опыт, в том случае, когда заградная пластина изготавливается из магнитомягкого материала, сила ее притяжения к внешней магнитной системе сильнее зависит от расстояния между ними (рис. 2). Тем не менее при относительно небольших рабочих расстояниях (что зависит от конкретной анатомической ситуации) применение магнитомягких пластин оправдано. Клинические испытания устройства показали, что при коррекции воронкообразной деформации с помощью магнитов значительно снижается травматичность хирургического вмешательства по сравнению с традиционными методами, резко сокращается срок постельного режима и пребывание больного в стационаре.

Кроме указанного случая, магнитные системы успешно используются в качестве затворов для искусственно накладываемых стом желудочно-ки-

шечного тракта [3], а также управляемых внешним магнитным полем клапанов для перекрытия трубчатых органов [4].

ЛИТЕРАТУРА

1. Baran W. Berechnung von magnetfeldern und von magnetischen Kräften bei magneten und magnetsystemen. — "Haus der Technik — Vortragsveröffentlichungen", 1972, N 302.
2. Hennig G., Feustel H., Hennig K. Rare Earthcobalt magnets in modern medicine. — В кн.: Каталог фирмы "Goldschmidt", 1975.
3. Stock W., Fiedel H., Müller J. "Kolostomieversorgung durch den Erlanger Magnetverschluss. — Deutsche medizinische Wochenschrift", 1978, vol. 103, N 8.
4. Grob D., Stein P. Magnetically controlled prostheses for management of urinary incontinence and bladder dysfunction. — "J. Appl. Phys.", 1971, vol. 42, N 4.

Статья поступила 31 января 1979 г.

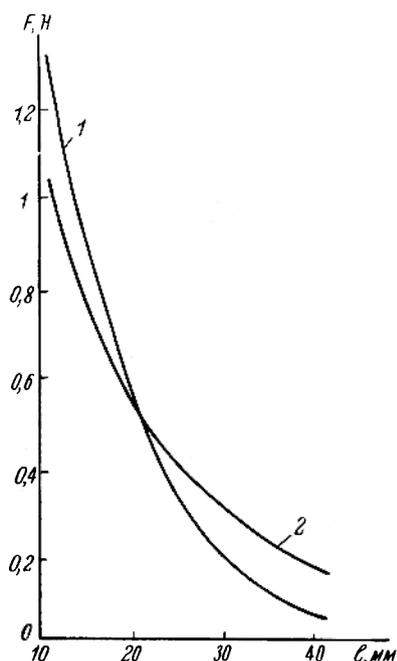


Рис. 2. Зависимость силы притяжения заградной пластины к внешней магнитной системе от расстояния между ними: 1 — пластина из магнитомягкой стали, 2 — пластина из SmCo_5 .

·ЭП·



РЕКЛАМА

НОВАЯ КНИГА

ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА И ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Тезисы к II Всесоюзной научно-практической конференции по медицинской кибернетике

Горький, Горьковский государственный мед. ин-т им. С.М. Кирова, 1979, 247 с.

В тезисах II Всесоюзной конференции (Горький, 27–29 июня 1979 г.) представлены материалы по актуальным проблемам медицинской кибернетики. Подводятся итоги программного исследования по дистанционной диагностике неотложных состояний в медицине. Основное внимание уделено вычислительной диагностике патологических состояний, автоматизации обработки медико-биологической информации, математическим методам и прогнозированию в медицине.

Дано описание ряда систем автоматической обработки сигналов, а также технических средств реализации диагностических и информационных систем при помощи вычислительной техники. Рассматриваются автоматизированные системы диагностики острой патологии мозга, сердечно-сосудистых, онкологических и других заболеваний.

Большое место отводится математическим методам и прогнозированию состояний в клинической медицине.

Сборник рассчитан на научных работников, инженеров, врачей.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НОРМАЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ

Ф. Ф. - Р. Лаупмаа, А. Р. Рютель,
Р. В. Тийкмаа

МИНИАТЮРНЫЙ СЛУХОВОЙ АППАРАТ

Использование монолитной интегральной схемы позволило создать миниатюрный слуховой аппарат, экономичный и удобный в эксплуатации.

УДК 615.471:616.28-008.14

Среди слуховых аппаратов наиболее удобным является миниатюрный аппарат воздушной проводимости - "заушина", который носят за ушной раковиной.

Большинство аппаратов такого типа построено на базе дискретных активных и пассивных компонентов. Однако при массовом их производстве наиболее целесообразно осуществлять построение всего усилительного тракта прибора на базе одной монолитной интегральной микросхемы, что позволяет уменьшить трудоемкость его сборки и настройки.

ИМС для слухового аппарата должна быть маломощнейшей и экономичной, а управление ее параметрами в широких пределах должно осуществляться минимальным количеством навесных RC цепочек. Комплексу этих требований удовлетворяет ИМС со специальной схмотехникой (рис.1). Такая ИМС

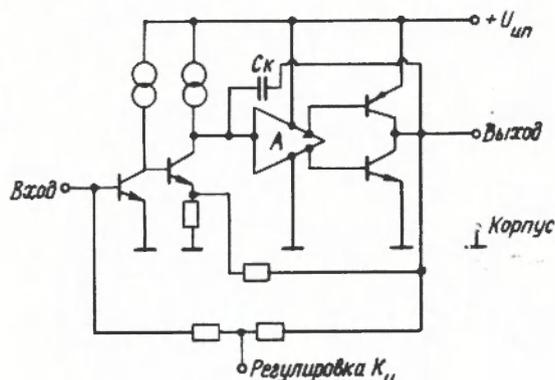


Рис.1. Принципиальная электрическая схема слухового аппарата

использована в конструкции слухового аппарата, показанного на рис.2. Схема имеет пять каскадов, для повышения стабильности которых применены местные цепи обратной связи, и экономичный двухтактный выходной каскад, выполненный на *n-p-n* и *p-n-p* транзисторах.

ИМС выполнена на кристалле размерами $1,2 \times 1,2$ мм в корпусе 301.8-2. Усилитель имеет следующие типовые характеристики:

Ток потребления, мА	0,4
Напряжение шумов ($\Delta f = 100 \div 5000$ Гц, $R_n = 1$ кОм), мкВ	0,65
Коэффициент усиления напряжения	4000
Эффективное выходное синусоидальное напряжение ($R_n = 1$ кОм, $K_f \leq 10\%$), В	0,3
Напряжение питания при 25°C, В	1,25

Электрический монтаж слухового аппарата выполнен на печатной плате в виде микросборки. Корпус аппарата - пластмассовый. Применяемые электретные микрофоны со встроенными источниками повторителей имеют чувствительность 10 мВ/Па при напряжении питания 1,25 В на частоте 1 кГц и выходное сопротивление 3 кОм. Электроакустические параметры телефонов:

Сопротивление на частоте 1 кГц, кОм	1
Полоса пропускания, Гц	200-4800
Максимальная выходная мощность, дБ	125

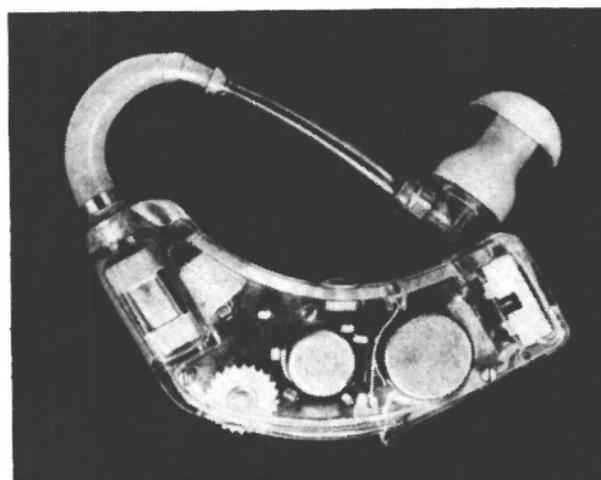


Рис.2. Общий вид миниатюрного слухового аппарата

Частотные характеристики слухового аппарата приведены на рис.3.

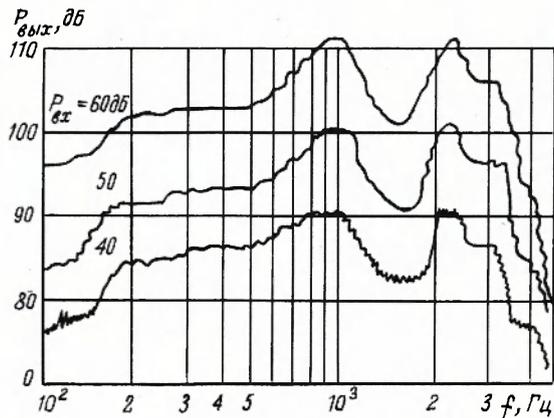


Рис.3. Амплитудно-частотная характеристика слухового аппарата на разных входных уровнях звукового давления

Акустическое усиление прибора — 55 дБ, максимальный уровень выходного звукового давления — 110 дБ, уровень собственных шумов при акустическом усилении 40 дБ составляет 60 дБ, масса — не более 7 г.

Статья поступила 10 апреля 1978 г.

М.И. Резник, Ю.В. Романюк,
В.И. Рындин

РАДИОЭЛЕКТРОННЫЕ ПРИБОРЫ КОМПЕНСАЦИИ СЛАБОВИДЕНИЯ

Созданная приставка к телевизору позволяет слабовидящим просматривать телевизионные программы и может быть использована как составная часть системы для получения на телевизионном экране увеличенного изображения плоскочечного текста или фотодокументов.

УДК 615.47:621.398:617.7—089.28

Широкими исследованиями, проведенными в лаборатории электронного зрения Всесоюзного научно-исследовательского института медицинского приборостроения [1], установлено, что острота зрения слабовидящих повышается при определен-

ном сочетании таких параметров изображения, как яркость, контрастность, увеличение.

По способам реализации оптимальных параметров изображения передающие его приборы могут быть разделены на две группы. К первой относятся те из них, в которых в качестве индикаторных устройств применены ЭЛП типа ЗЛК2Б с увеличивающим оптическим устройством. В приборах второй группы в качестве индикаторного устройства используются крупногабаритные кинескопы, аналогичные устанавливаемым в современных телевизорах; для этих приборов характерно отсутствие на приемной стороне каких-либо оптических устройств.

Приставка к телевизору (рис. 1), относящаяся к приборам первой группы, включает в себя микрокинескоп, элементы оптического увеличения с его экраном, устройства, развертывающие по строке и кадру, видеоусилитель, элементы регулировки яркости, контрастности и фокусировки. Приставка используется в сочетании с унифицированным телевизионным приемником.

Продетектированный сигнал изображения промежуточной частоты, снимаемой с нагрузки детектора телевизора, по кабелю поступает на вход видеоусилителя приставки. Усиленный в приставке сигнал направляется на катод микрокинескопа. Селектор выделяет строчные и кадровые синхросигналы из полного телевизионного сигнала, которые синхронизируют строчную и кадровую развертки приставки. Блок микрокинескопа воспроизводит передаваемое изображение.

Небольшой размер экрана микрокинескопа потребовал применения окуляров для получения необходимого увеличения.

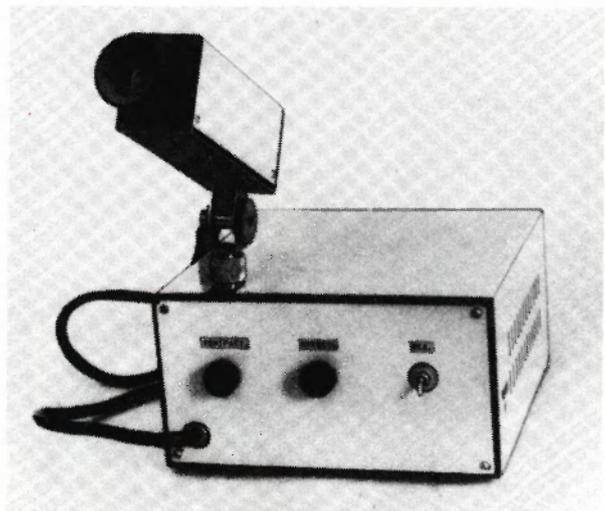


Рис. 1. Приставка к телевизору для просмотра телевизионных программ слабовидящими

В отличие от обычных очков и луп, приставки к телевизору позволяют регулировать яркость и контрастность на объекте. Благодаря этому можно так подобрать параметры изображения, что телевизионные передачи могут просматривать люди с остаточной остротой зрения от 0,01 до 0,1.

Однако приставка позволяет получать увеличения лишь порядка 5^x , 7^x и 10^x (что эквивалентно размерам телевизионных экранов соответственно 16 ЛК, 23 ЛК и 31 ЛК). Невозможность получения больших увеличений, а также трудность восприятия слабовидящими мелких деталей из-за малого контраста (не более 20%) в сочетании с потерями световой энергии в оптических устройствах требуют дальнейшего совершенствования конструкции рассмотренного прибора.

Медицинские испытания показали, что приборы второй группы более эффективны [2]. Примером таких приборов может служить *аппарат для чтения плоскочечатного текста* (рис. 2), в работе которого использован принцип телевизионного микроскопа, т.е. в качестве передающего элемента применены ЭЛП типа видикон и другие ЭЛП, работающие на принципе накопления, или просвечивающие ЭЛП в комплексе с ФЭУ (система "бегущего луча").

В состав прибора входят малогабаритная сканирующая головка, блок управления и приемная часть (бытовой телевизор) [3].

Сканирующая головка содержит зеркало, расположенное под углом 45° к читаемому тексту, и объектив, проецирующий изображение текста на входной торец стекловолоконного жгута либо непосредственно на мишень видикона, находящегося в блоке управления.

Сканирующая головка, постоянно касаясь текста, обеспечивает фиксированное расстояние его

отраженного изображения до объектива, что создает наилучшие условия фокусировки.

Блок управления, в состав которого входят узел питания схем прибора, видеоусилитель, развертывающие устройства с задающими генераторами и узлы синхронизации, служит для преобразования оптического изображения текста в телевизионный сигнал с выходом его на экран бытового телевизора.

Как показали медико-технические исследования, прибор может быть рекомендован лицам с остаточной остротой зрения от 0,005 до 0,1.

Возможность получить практически любое увеличение и контраст, близкий к 100%, определяют высокую эффективность устройства.

Прибор позволяет считывать информацию и с микроносителей. Однако для этого необходимо произвести некоторую перестройку его осветительной части, чтобы он мог работать на просвет. В этих условиях предпочтительно отображение информации по принципу "бегущего луча", когда движущееся световое пятно проецируется на фотопленку. Пройдя через пленку, луч, промодулированный ее плотностью, направляется на фотоприемник (например, фотоумножитель). Благодаря тому, что усиление сигнала происходит в самом фотоумножителе, телепередатчик с бегущим лучом обеспечивает постоянный и без помех уровень "черного".

Сигнал с выхода ФЭУ может быть подан непосредственно на вход оконечного видеоусилителя телевизора и просматриваться на его экране. Увеличение в системе определяется отношением линейных размеров растров на экране телевизора и на фотопленке и может достигать достаточно больших величин.

В качестве просвечивающего ЭЛП используется трубка типа ЗЛК2Б с коррекцией послесвечения либо ее аналог ЗЛК с люминофором, обладающим коротким послесвечением. Питание ЭЛП ЗЛК2Б осуществляется от приставки к телевизору для просмотра телевизионных программ слабовидящими.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гудов В.Ф., Филин В.А., Шириков Ю.К., Косичкин Д.Ю. Функциональное протезирование аппарата зрения. Сборник статей. 1972. (Ростовский-на-Дону ун-т).
2. Романюк Ю.В., Резник М.И., Рындин В.И., Коссака Ю.З., Шебаршинов А.П., Пузырев О.Г. О возможностях телевизионных систем при использовании их для компенсации слабовидения и слепоты. — В кн.: Тезисы докладов V Всесоюзной конференции по нейрокибернетике. Ростов-на-Дону, 1973.
3. Аюсенов Н.М., Бубен Н.Ф., Гудов В.Ф., Резник М.И., Романюк Ю.В., Рындин В.И., Симкин Ю.Е., Шебаршинов А.П. Устройство для чтения плоскочечатного текста слабовидящими. Авт. свид. № 448015- "БИ", 1974, № 40.

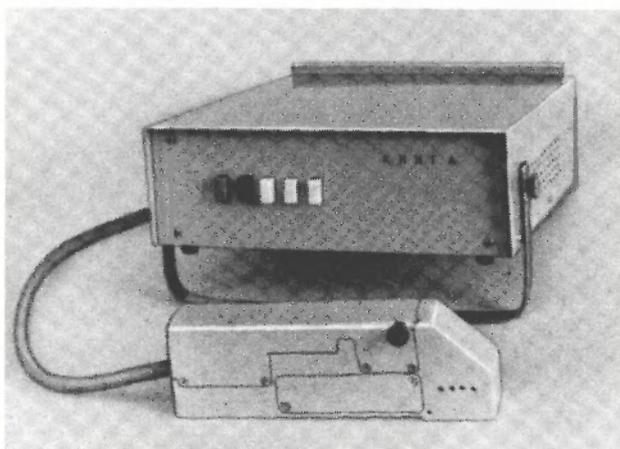


Рис. 2. Прибор для чтения плоскочечатного текста слабовидящими

ЭП. РЕКЛАМА

НОВАЯ КНИГА

ПРИМЕНЕНИЕ ГАЗОВЫХ ЛАЗЕРОВ В МЕДИЦИНЕ

Алякишев С. А., Косарев И. И., Мальков Ф. И.,
Степанов В. А., Теселкин В. В., Шугаров Н. А.

Обзоры по электрон. техн. Сер. 4,
"Электрoвакyумные и газоразр. приб." Вып. 8 (580).

М., ЦНИИ "Электроника", 1978, 56 с.

На основе анализа работ, опубликованных в советской и зарубежной научно-технической литературе, рассматривается применение газовых лазеров в медицине, особенно в хирургии и терапии.

Дано описание некоторых типов медицинских установок с использованием газовых лазеров, показаны перспективы их применения. Указаны преимущества и недостатки использования воздействия лазерного излучения по сравнению с традиционными методами лечения.

Г. П. Иткин, Ю. С. Кононов,
В. Ф. Конопкин, Н. В. Лебедева, Ю. А. Понамарев

ПЬЕЗОПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ ДЛЯ ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА

Разработаны малогабаритные пьезопреобразователи для привода насоса перекачки крови аппаратов вспомогательного кровообращения с улучшенными характеристиками управляемости, способными воссоздать с высокой точностью необходимую надежность работы АВК при длительной эксплуатации.

УДК 615.471:616.12-089.28

Для использования в искусственном сердце наиболее перспективны конструкции приводов, выполненных на пьезокерамических преобразователях (ПП). Характеризующиеся малыми потерями, а также небольшими размерами и массой, пьезопреобразователи этого типа позволяют резко повысить энергетическую плотность и быстродействие привода.

Принцип работы модели искусственного сердца с пьезоэлектрическим приводом, типичная схема которой показана на рис. 1, заключается в следующем. Изотопный источник с термоэлектрическим преобразователем превращает тепловую энергию в электрическую. Под действием электрического напряжения, подаваемого на ПП привода, происхо-

дит изменение линейных размеров преобразователя, вызывающее плоско-параллельное перемещение поршня гидравлического усилителя. Назначение пьезопривода — преобразовывать малые перемещения поршня, вызванные деформацией преобразователя, в большие перемещения, обладающие меньшим усилием. Последние создают давление рабочей жидкости на входе насоса перекачки крови искусственного сердца. Работу насоса с характеристиками, отвечающими требованиям организма пациента, обеспечивает система управления и контроля. Каналы обратной связи этой системы позволяют воздействовать на пьезопривод, изменять производительность, частоту сокращений и другие рабочие параметры насоса перекачки крови. Одновременно система управления и контроля регулирует распре-

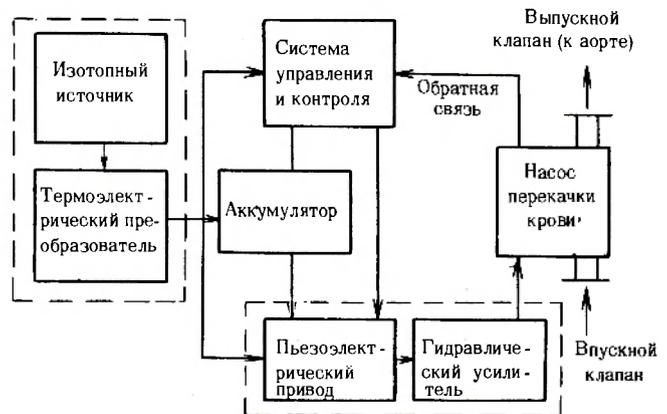


Рис. 1. Схема модели искусственного сердца с пьезоприводом

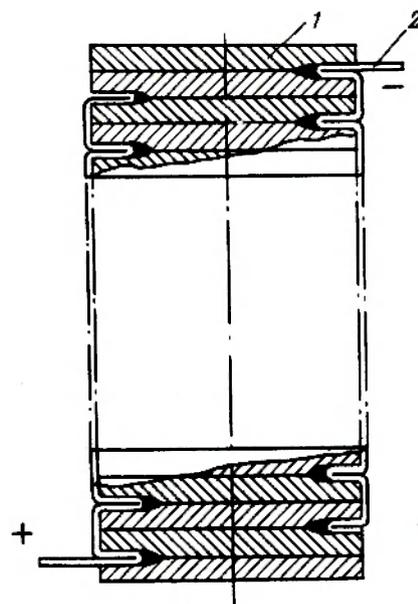


Рис. 2. Пьезоэлектрический преобразователь пакетно-дискового типа: 1 — пьезоэлемент; 2 — электрический вывод

деление электрической энергии между аккумулятором и пьезоприводом.

Наиболее распространенные пьезокерамические преобразователи для привода искусственного сердца, в которых используются деформации растяжения-сжатия (рис. 2), состоят из отдельных пьезоэлементов. Пьезоэлементы, которые могут быть жестко собраны в монолитный пакет путем спекания под давлением, работают электрически синфазно, так как их соединение производится одноименными полюсами. Такая схема соединения позволяет понизить уровень подаваемого напряжения путем уменьшения их толщины, что необходимо для схемы управления искусственным сердцем.

Для привода могут быть использованы пьезоэлементы различной конфигурации, в частности в виде дисков размером $\varnothing (10 \div 20) \times (0,4 \div 0,8)$ мм. Для их изготовления наиболее перспективны твердые растворы титаната-цирконата свинца (ЦТС), обладающие малыми механическими потерями.

Результаты проведенных исследований показывают, что путем изменения состава модифицирующих окислов можно существенно повысить значения пьезомодулей, уменьшить потери и электромеханический гистерезис материала для преобразователей искусственного сердца и тем самым улучшить их энергетические и эксплуатационные характеристики.

Использование пьезокерамического материала оптимального состава позволило создать образцы

преобразователей пакетно-дискового типа (ППМ-3) со следующими характеристиками:

Линейное перемещение, мкм	$\geq \pm 20$
Управляющее электрическое напряжение, В	от +700 до -300
Гистерезис, %	≤ 30
Статическая емкость, пФ	$0,3 \cdot 10^6$
Время непрерывной работы, ч	750
Сопротивление изоляции, МОм	≥ 25

Зависимости абсолютного удлинения образцов ППМ-3 при многократном цикле изменения электрического поля представлены на рис. 3.

Конструкция ППМ-3 может быть использована как основа при разработке пьезоприводов, но в каждом конкретном случае должна согласовываться с требованиями, предъявляемыми к насосам перекачки крови искусственного сердца.

ЛИТЕРАТУРА

Artificial Heart program conference. Proceedings. Washington, USA, June 9-13, 1969 (National Heart institute).

Конопкин В.Ф., Иткин Г.П. и др. Пьезокерамические преобразователи для аппарата искусственного кровообращения. — В кн.: Тезисы докладов VIII Всесоюзной конференции по микроэлектронике. М., 1978.

Корнилов А.П., Конопкин В.Ф. и др. Расчет и схемно-конструктивный выбор пьезопривода для насоса перекачки крови искусственного сердца. — В кн.: Тезисы докладов VIII Всесоюзной конференции по микроэлектронике. М., 1978.

Статья поступила 5 мая 1978 г.

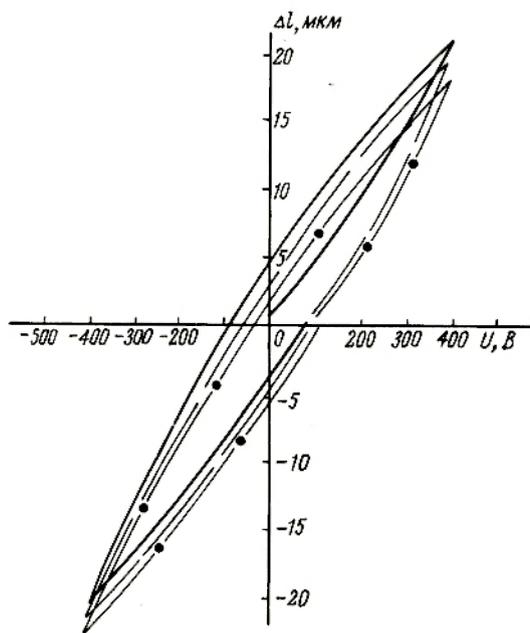


Рис. 3. Абсолютное удлинение образцов ППМ-3 (материал ЦТС — 19-1, $\varnothing 20 \times 0,6$ мм, $h = 70$) при многократном изменении электрического поля: — первый цикл; - - - - второй; —●—●— третий

Ю. П. Афанасьев, Л. П. Забелин,
А. Е. Павлов, А. И. Петухов,
С. Л. Эпштейн

ПОРТАТИВНЫЙ ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯТОР ДЛЯ ТРЕНИРОВКИ МЫШЦ

Разработанный прибор, позволяющий увеличить силу мышц на 15—20%, может быть использован при подготовке больных к протезированию и при тренировке мышечных систем спортсменов.

УДК 615.841:616

Электростимуляторы, представляющие собой источники импульсного или переменного тока с регулируемой амплитудой, длительностью и частотой следования, используются в медицинской практике

для диагностических исследований возбудимости нервных стволов, тканей мышц, лечения болевых состояний и различных поражений нервно-мышечной системы. Электростимуляция применяется также для тренировки мышц культей [1] с целью увеличения их силы до уровня, достаточного для управления протезом. Способность электрического сигнала вызывать, как и при воздействии биосигнала, сокращение мышцы позволяет применять методы электростимуляции для тренировки мышц спортсменов [2].

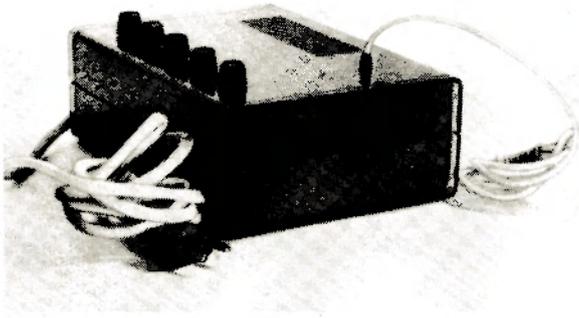


Рис. 1. Электромиостимулятор ЭМС-150-1

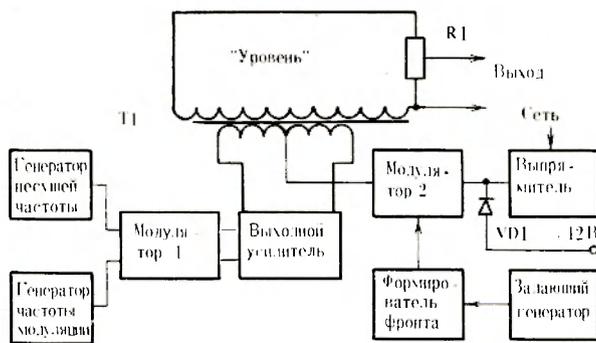


Рис. 2. Функциональная схема электромиостимулятора

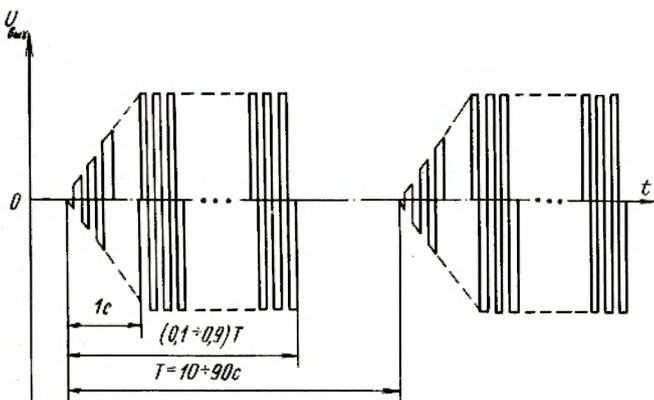


Рис. 3. Диаграмма напряжения выходных импульсов

Однако использование приборов для электростимуляции ограничено из-за довольно больших размеров и массы, а также невозможности питания от автономного источника. Кроме того, ряд приборов (УЭИ-1, СНИМ-1, "Амплипульс-4" и др.) характеризуется узким диапазоном регулирования временных параметров.

Портативный переносной электромиостимулятор типа ЭМС-150-1 (рис. 1) не имеет многих из перечисленных недостатков. Напряжение питания выходного усилителя, входящего в состав его структурной схемы (рис. 2), подается через модулятор 2 от выпрямителя, подключенного к сети через понижающий трансформатор, или от внешнего источника напряжения 12 В постоянного тока.

Элементы регулировки позволяют плавно устанавливать частоту генератора несущей частоты в пределах 1–5 кГц, генератора частоты модуляции – от 20 до 200 Гц, период колебаний задающего генератора – от 10 до 90 с и скважность – 0,1–0,9.

Формирователь фронта обеспечивает плавное нарастание амплитуды стимулирующих импульсов по линейному закону за время около 1 с (рис. 3), что способствует уменьшению болевых ощущений при стимуляции.

Выходной усилитель обеспечивает амплитуду выходных прямоугольных импульсов до 150 В при сопротивлении внешней цепи до 5 кОм. Усилитель имеет схему защиты, ограничивающую амплитуду тока во внешней цепи до безопасного уровня (50 мА) при аварийном уменьшении электрического сопротивления цепи пациента.

Потребляемая электромиостимулятором мощность не превышает 10 В·А при питании от сети и 6 Вт при питании от источника постоянного тока.

Габариты прибора не более 165x95x220 мм, масса – 2,7 кг.

Испытания электромиостимулятора показали, что за 10–15 сеансов электростимуляции продолжительностью по 10 минут сила мышц может быть увеличена на 15–20%.

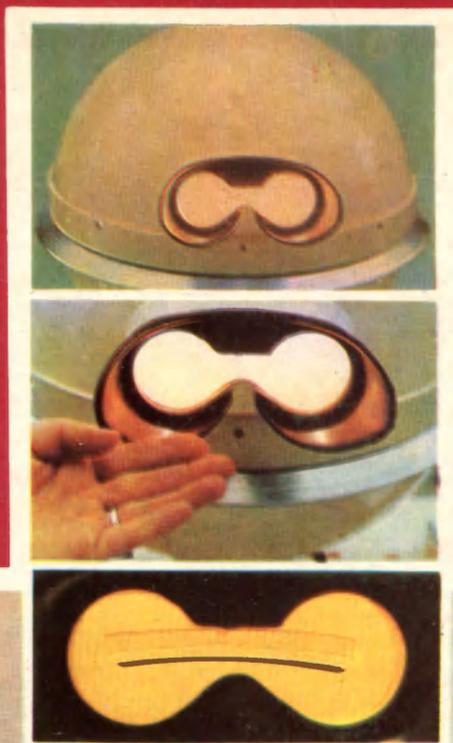
ЛИТЕРАТУРА

1. Делов В.И., Повиков И.Н., Капичникова Л.Г. и др. Электростимуляционная тренировка мышц культей при подготовке больных к протезированию. – "Протезирование и протезостроение", 1973, вып. XXXI.
2. Воздвиженский М. Культурнизм для неподвижных и худеющих по заказу. – "Рационализатор и изобретатель", 1977, № 10.

Статья поступила 20 апреля 1978 г.

**прибор
для определения
остроты зрения
и скорости
зрительного восприятия**

Может быть использован при проведении предварительных и периодических медицинских осмотрах лиц, занятых напряженно-зрительным трудом в производстве изделий электронной техники, а также для профилактики начальных форм профессиональной близорукости. Диапазон проверки остроты зрения 0,7–2 диоптрии.



Испытуемый через резиновую полумаску наблюдает за тест-объектом, который устанавливается на внутренней окружности прибора. Засветка тест-объекта (кольцо Ландольта) производится в течение 0,05 с. Диапазон экспозиции засветки может быть изменен от 0,05 до 1 с. Испытуемый должен различить разрыв в кольце и его направление.



На первой странице обложки: лазерная офтальмологическая установка "Ятаган" для проведения микрохирургических операций; на четвертой странице обложки: приборы и аппаратура для научной и практической медицины.

Ответственные за выпуск *С.И. Баранова, В.М. Дмитриев*
Художник *В.А. Чернецов* Технический редактор *Г.М. Корнеева*
Цветные фото *Б.В. Борисевича, А.П. Бабина*
Корректоры *А.В. Смирнова, Л.П. Данченкова*



Подписано к печати 4/IX - 1979 г. Т - 15752
Индекс 3833 Формат 60x90/8 Объем 14,5
Уч.-изд. л. 14+вклейка 64 статьи, 6 реф.
Заказ 821 Тираж 4150 Цена 5 руб. 80 коп.

Производственно-издательский отдел ЦНИИ "Электроника"

Москва. 117415, проспект Вернадского, 39

ЭЛЕКТРОННАЯ ПРОМЫШЛЕННОСТЬ - МЕДИЦИНЕ



Прибор для рефлексотерапии "Элитерис-5у"



Высокочастотный хирургический электрокоагулятор



Установка для СВЧ гипертермии тканей при лечении злокачественных новообразований



Телеэндоскоп



Прибор для контроля сердечной деятельности "Кардиосигнализатор КС-02"



Ультразвуковой аппарат для оториноларингологии



Лазерная офтальмологическая установка.



Устройства для регистрации показателя кислотности среды в различных отделах желудка