

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru

## **Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования**

*В настоящее время на рынке появилось огромное количество медицинских электронных приборов индивидуального пользования, представляемых под общим брендом “Домашний доктор”. Принцип действия этих приборов различен, но рекламируемая их производителями эффективность почти всегда определяется, как “высокая, гарантирующая лечение от многих заболеваний”. При этом стоимость рекламируемых приборов составляет от 5000 до 20000 российских рублей и более, что многократно превышает себестоимость их изготовления.*

*Такая реклама приводит к тому, что радиолобители самостоятельно пытаются воспроизвести промышленные образцы, и проверить “на себе” подобные приборы.*

*В настоящей статье рассматриваются некоторые методы “электролечения”, приводится описание сравнительно простого комплекта приборов, позволяющих “на себе” проверить действие основных принципов, используемых в медицинских приборах индивидуального пользования.*

*Статья адресована радиолобителям, проявляющим интерес к самостоятельной разработке медицинских приборов индивидуального пользования, а также радиолобителям, начинающим заниматься конструированием подобных приборов.*

### **ВАЖНОЕ ПРИМЕЧАНИЕ!**

В настоящей работе не рассматриваются вопросы применения медицинских электронных приборов и не предлагаются какие-либо медицинские рекомендации. Это отдельные, специфические, вопросы, которые требуют определенной медицинской подготовки и специального рассмотрения. Подобные вопросы широко представлены в Интернете и научной литературе, и желающие могут с ними познакомиться.

### **ВВЕДЕНИЕ В ПРОБЛЕМУ**

**Прежде, чем перейти к описанию конструкции предлагаемого прибора, необходимо прояснить некоторые общие понятия и принципы.**

Раздел современной медицины, использующий электронные приборы, называют электротерапией, которая входит в наиболее общее понятие, называемое физиотерапией, т.е. область клинической медицины, изучающей и использующей различные физические факторы для лечения и профилактики заболеваний человека.

Электротерапия в традиционной физиотерапии существует более полувека – это один из распространенных методов лечения, в котором используются не химические (лекарственные препараты), а физические факторы: тепло, холод, электрические токи, магнитное поле, ультразвук, различные виды излучения: инфракрасное, ультрафиолетовое, ВЧ, СВЧ, КВЧ и др. [1].

Указанные факторы широко используются в стационарном оборудовании, функционирующем в медицинских учреждениях. Медицинские

приборы для индивидуального применения отличаются от профессиональных только уровнем воздействия физического фактора.

Указанные физические факторы воздействуют либо на патологический (“болезненный”) орган, либо на его проекцию. При этом само воздействие может быть как контактным (через контактно наложенные электроды), так и бесконтактным, например, воздействие полем без контактного наложения электродов.

Условно направления и методы электротерапии можно разделить на три группы, каждая из которых обладает определенной спецификой и различной эффективностью лечения. В **таблице 1** приводится классификация основных методов электротерапии по физическим характеристикам фактора, действующего на организм [2].

Чтобы оценить возможности самостоятельного проектирования и изготовления электронных медицинских приборов, необходимо вкратце рассмотреть характеристики наиболее часто применяемых методов электротерапии.

### **МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ, ИСПОЛЬЗУЮЩИЕ ПОСТОЯННЫЙ ТОК**

#### **Гальванизация**

Гальванизация – наиболее “старый” процесс, основанный на воздействии непрерывного постоянного тока, протекающего через организм человека, связанный с использованием в медицине постоянного тока. При гальванизации используется ток малой силы (до 50 мА) и низкого напряжения (30-80 В).

При прохождении гальванического тока через ткани организма в них происходят сложные физико-химические процессы, вызывающие развитие ряда биологических эффектов, как лечебных, так и побочных.

Под электродами происходит химический процесс, связанный с прохождением электрического тока через электролиты, который называется электролизом. В результате положительно заряженные ионы (катионы) направляются к катоду, а отрицательно заряженные ионы (анионы) – к аноду.

Источником постоянного тока при гальванизации, как правило, служат аппараты, в которых переменный ток

Таблица 1.

Классификация основных методов электротерапии по физическим характеристикам фактора, действующего на организм

Основной фактор, действующий на организм	Характеристика фактора	Режим действия фактора	Наименование наиболее известных методов
Первая группа: воздействие током через контактно наложенные электроды	Ток постоянного направления	Непрерывный	Гальванизация, лекарственный электрофорез. Рефлексодиагностика.
		Импульсный	Фарадизация. Электродиагностика и электростимуляция. Импульсная терапия. Электросон.
	Переменный ток низкой и средней частоты	Непрерывный. Импульсный	Диаденотерапия. Амплигульстерапия. Переменный ток с широким (шумовым) спектром частот. Рефлексотерапия.
	Переменный ток высокой частоты	Непрерывный	Диатермия, электрохирургия.
		Импульсный	Местная дарсонвализация. ВЧ-рефлексотерапия.
Вторая группа: воздействие полем без контактно наложенных электродов	Магнитное поле постоянное или переменное низкой частоты	Непрерывное. Импульсное	Магнитотерапия. Биорезонансная терапия
	Магнитная составляющая поля индукции	Непрерывное. Импульсное	Индуктотермия (Магнитотермия)
	Электромагнитное поле индукции	Непрерывное. Импульсное	Общая дарсонвализация
	Электромагнитное поле излучения	Непрерывное. Импульсное	УльтравысокоЧастотная (УВЧ)-терапия. ДециМетровоВолновая (ДМВ)-терапия. СантиметровоВолновая (СМВ)-терапия. ороткоВысокоЧастотная (ВЧ)-терапия. Микроволновая резонансная терапия (МРТ)
	Электрическая составляющая поля индукции	Непрерывное	Терапия электрическим полем УВЧ (УВЧ-терапия)
		Импульсное	Импульсная УВЧ-терапия
	Постоянное электрическое поле	Непрерывное. Импульсное	Статический душ (франклинизация). Аэротерапия. Инфитатерапия
Третья группа: воздействие иных факторов	Оптическое излучение (ультрафиолетовое, видимое и инфракрасное)	Некогерентное	Хромотерапия. Светотерапия
		Монохромное	Хромотерапия. Лазерная терапия. Лазерная косметология. Лазерная хирургия
	Акустическое воздействие	Звук и инфразвук	Фонотерапия. Фонофорез. Светоакустика. Фонорефлексотерапия.
		Ультразвук	Ультрафонотерапия. Ультразвуковая терапия

промышленно-осветительной сети выпрямляется и сглаживается, затем по гибким изолированным проводам, через электроды, подводится к пациенту.

Электроды изготовляют из луженого свинца толщиной 0,5-0,7 мм или из проводящей силиконовой резины. Форма и размеры электродов определяются исходя из области наложения. Обычно используются прямоугольные электроды площадью от 4х6 до 16х24 см. При гальванизации головного мозга использую круглые электроды диаметром 5 см. Под электроды помещается прокладка толщиной до 1 см из хорошо смачивающегося материала: байки, фланели или бумазеи. Эта прокладка может быть смочена водой или какими-либо лекарственными средствами (при электрофорезе). Прокладка должна иметь площадь несколько большую, чем электрод, и выступать за края последнего не менее чем на 1 см с каждой стороны.

Электроды с прокладками накладываются на поверхность тела так, чтобы подлежащая воздействию тока область находилась между электродами. Применяется

как поперечное, так и продольное наложение электродов. Последние, вместе с прокладками, закрепляются на месте эластичными бинтами.

Форму и размеры электрода и прокладок выбирают в зависимости от величины поверхности области тела, подвергающейся воздействию. Площадь прокладки выбирают такой, чтобы плотность тока находилась в пределах 0,05-0,2 мА/см<sup>2</sup>.

Чувствительность слизистых оболочек к постоянному току значительно выше, чем чувствительность кожи, поэтому плотность тока в этом случае снижается до 0,02-0,03 см<sup>2</sup>.

### Лекарственный электрофорез

Обычная гальванизация в настоящее время постепенно уступает место методу лекарственного электрофореза – введению в организм лекарственных веществ с помощью постоянного тока. В этом случае в подэлектродные прокладки помещается лекарственное средство.

С прокладки положительного электрода (анода) в ткани организма вводятся ионы металлов, а также положительно заряженные частицы

более сложных веществ, например кальций, магний, натрий, новокаин, хинин, витамин В<sub>12</sub>, лидаза, ди-каин, димедрол и др.

С прокладки отрицательного электрода (катода) вводят кислотные радикалы и отрицательно заряженные частицы сложных соединений, например хлор, бром, йод, пенициллин, салицилат, эуфиллин, гидрокортизон, никотиновую кислоту и др.

В данном случае на организм действует два фактора – лекарственный препарат и гальванический ток.

### МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ, ИСПОЛЬЗУЮЩИЕ ПЕРЕМЕННЫЙ И ИМПУЛЬСНЫЕ ТОКИ

В электротерапии переменные и импульсные токи в зависимости от частоты делят на ряд диапазонов: низкие (НЧ) – до 20 Гц; звуковые (ЗЧ) – 20 Гц - 20 кГц; ультразвуковые или надтональные (УЗЧ) – 20 кГц - 200 кГц; высокие (ВЧ) – 200 кГц - 30 МГц; ультравысокие (УВЧ) – 30 МГц - 300 МГц; сверхвысокие (СВЧ) – 300 МГц - 300 ГГц и крайневые (КВЧ) – свыше 300 ГГц.

### Методы электротерапии, использующие импульсные токи

В электролечении применяется принцип чередования кратковременных воздействий – импульсов (от лат. *impul-sus* – удар, толчок) током низкого напряжения и низкой частоты с паузами между ними. Каждый импульс представляет собой нарастание и спад силы тока с последующей паузой и повторением. Импульсы могут быть одиночными или составлять серии (посылки), состоящие из определенного числа импульсов, могут повторяться ритмически с той или иной частотой.

Импульсные токи различаются по форме, длительности и частоте импульсов. В зависимости от этих характеристик они могут оказывать возбуждающее действие и использоваться для электростимуляции мышц или оказывать тормозящее действие, на чем основано их применение для электросна и электроаналгезии. Комбинация стимулирующего и тормозящего действия импульсных токов используется при диадинамотерапии и амплипульстерапии. В качестве примера на **рис. 1** приведены формы основных импульсных токов, используемых медицинской аппаратуре.

### Электросон

Электросон – метод электротерапии, при котором используются импульсные токи низкой частоты для непосредственного воздействия на центральную нервную систему (ЦНС), что вызывает ее разлитое торможение, вплоть до наступления у пациента сна. Для этой цели применяют импульсные токи прямоугольной формы с частотой от 1 до 150 Гц, длительностью 0,2-2 мс и амплитудой до 4-8 мА.

При электросне воздействие на головной мозг осуществляется через электроды, наложенные на закрытые глаза и сосцевидные отростки височных костей. Для подведения импульсного тока к больному используют специальную маску с четырьмя металлическими гнездами,

укрепленными на резиновых лентах (манжетах). В гнезда электродов помещают ватные прокладки, смоченные теплой водой. Маску надевают на голову пациента так, чтобы электроды расположились на закрытых веках и сосцевидных отростках височных костей, и закрепляют (**рис. 2**).

Электроды ( $\varnothing 1$  см), расположенные на веках, соединяют с катодом, электроды на сосцевидных отростках – с анодом. Электроды должны плотно прилегать к коже, не вызывая у пациента неприятного ощущения давления.

Длительность и частота повторения импульсов подбираются для каждого больного индивидуально, а ток устанавливается таким, чтобы ощущение от его прохождения (постукивание, вибрация или легкое давление в глубине глазницы) не достигало беспокоящей пациента интенсивности.

### Диадинамотерапия

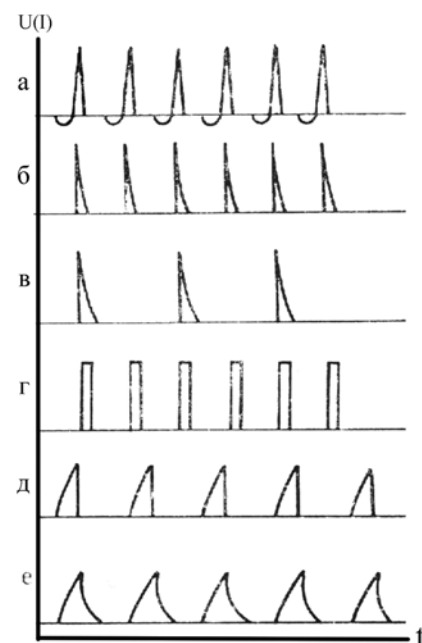
Диадинамотерапия (динамические токи или токи Бернара) – метод электротерапии с использованием постоянных импульсных токов полусинусоидальной формы частотой 50 и 100 Гц и их различных комбинаций.

Динамические токи доставляются пациенту при помощи электродов, накладываемых на патологическую область или ее проекцию.

Электроды изготовляют из луженого свинца толщиной 0,5-0,7 мм или из силиконовой проводящей резины. Форма и размеры электродов определяются исходя из области наложения. Обычно используются прямоугольные электроды площадью от 4х6 до 16х24 см. Под электроды помещается прокладка толщиной до 1 см из хорошо смачиваемого материала: байки, фланели или бумазеи. Прокладка должна иметь площадь несколько большую, чем электрод, и выступать за края последнего не менее чем на 1 см с каждой стороны. Эта прокладка может быть смочена водой.

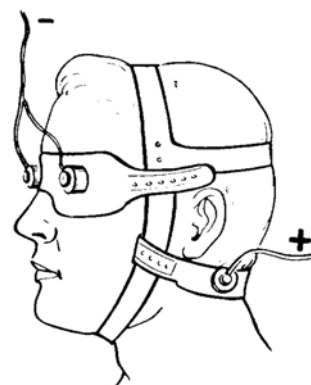
Электроды с прокладками накладываются на поверхность тела так, чтобы подлежащая воздействию

тока патологическая область находилась между электродами. Применяется как поперечное, так и продольное наложение электродов. Последние, вместе с прокладками, могут закрепляться на месте эластичными бинтами или пластырем.



**Рис. 1.** Форма основных импульсных токов, используемых медицинской аппаратуре:

а - фарадический ток в его классической форме (или ток от катушки индуктивности); б - тетанизирующий ток, или кратковременные импульсы, воспроизводящие размыкающие импульсы фарадического тока; в - конденсаторные разряды с экспоненциально-спадающим задним фронтом; г - прямоугольные импульсы; д - экспоненциально-нарастающие импульсы; е - экспоненциально-нарастающие и спадающие импульсы.



**Рис. 2.** Расположение электродов при лечении электросном

Различают несколько видов динамических токов. В качестве примера на **рис. 3** приведены виды наиболее применяющихся динамических токов.

В медицинских аппаратах используется два основных вида посылок импульсов лечебного тока: режим I – “форма посылок – постоянные” и режим II – “форма посылок – переменные”.

В первом случае обеспечивают следующие семь разновидностей тока:

а) ток “однотактный непрерывный” (ОН) – импульсы частотой 50 Гц подаются непрерывно;

б) ток “двухтактный непрерывный” (ДН) – импульсы частотой 100 Гц подаются непрерывно;

в) ток “ритм синкопа” (ОР) – импульсы частотой 50 Гц подаются прерывисто с длительностью посылки 1 сек и периодом 2 сек;

г) ток “короткий период” (КП) – чередующиеся посылки импульсов частотой 50 и 100 Гц длительностью каждая 1 сек;

д) ток “длинный период” (ДП) – посылки импульсов частотой 50 Гц, длительностью 8,5 сек с модуляцией амплитуды в начале и в конце посылки и частотой 50 Гц, длительностью 12 сек. Период посылки 12 сек;

е) ток “однотактный волновой” (ОВ) – прерывистая подача импульсов частотой 50 Гц с модуляцией по амплитуде. Период посылки 8 сек, отношение длительности посылки к паузе 4,5:3,5;

ж) ток “двухтактный волновой” (ДВ) – прерывистая подача импульсов частотой 100 Гц с модуляцией по амплитуде. Период посылки 8 сек, отношение длительности посылки к паузе 5:3.

При режиме II “формы посылок – переменные” обеспечиваются все указанные виды тока, кроме непрерывной подачи, при условии плавной регулировки как периода всех посылок в пределах 1-20 сек, так и соответственно длительности повышения и снижения амплитуды импульсов при модуляции.

При выполнении лечебных процедур пользуются и специальными точечными электродами на ручном держателе. Активный электрод располагают в наиболее болезненной точке, а второй – по ходу распространения боли. Обычно во время процедуры используют 2 или 3 вида диадинамических токов, изменяя полярность электродов.

Форму и размеры электродов и прокладок выбирают в зависимости от величины поверхности области тела, подвергающейся воздействию. Площадь прокладки выбирают такой, чтобы плотность тока находилась в пределах 0,1-0,3 мА/см<sup>2</sup>.

Средний ток через пациента не должен превышать 25 мА.

## Амплипульстерапия

Амплипульстерапия – метод электролечения, заключающийся в воздействии на организм модулированным синусоидальным током звуковой частоты. Используется переменный синусоидальный ток частотой 5000 Гц, модулированный током низкой частоты (10-150 Гц), вследствие чего образуются серии импульсов несущей частоты, следующие с частотой 10-150 Гц. Такие серии импульсов (модуляции) обозначают как синусоидальный модулированный ток (СМТ).

Высокочастотная составляющая СМТ облегчает его проникновение через кожу и способствует глубокому распространению в тканях. Аппараты для получения СМТ позволяют варьировать как частоту модуляций, так и длительность серий импульсов и пауз между ними, создавать разные комбинации модуляций (род работы), изменять их глубину и направление – режим работы (переменный и выпрямленный). При этом глубину модуляции можно регулировать в пределах 25-100%.

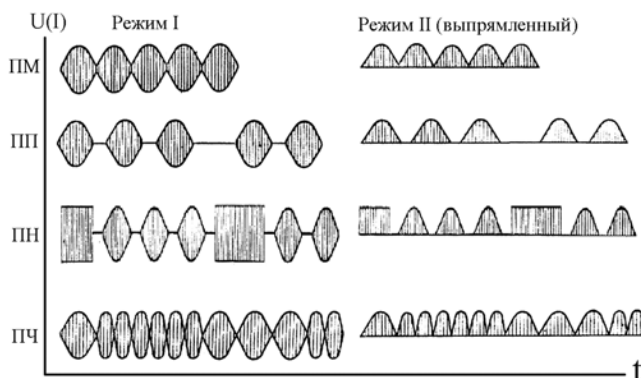
Виды синусоидально модулированных токов (СМТ), используемых в медицине, приведены на **рис. 4**.

Синусоидально модулированные токи классифицируются по роду работы:

Род работы I, или “ток – постоянная модуляция” (ПМ), имеет частоту 5000 Гц, модулированную низкочастотными колебаниями 10-150 Гц.



**Рис. 3.** Наименее широко используемые виды динамических токов



**Рис. 4.** Виды синусоидально модулированных токов (СМТ), используемых в медицине

Род работы II, или “посылка – пауза” (ПП), представляет чередование посылок модулированного тока с паузами, причем посылки серий модулированных колебаний и паузы можно менять в пределах 1-6 сек.

Род работы III, или “посылка – несущая частота” (ПН), представляет вид тока, в котором чередуются посылка модулированных колебаний серий импульсов 10-150 Гц с немодулированным током частотой 5000 Гц. Длительность посылок серий тоже можно изменять в пределах 1-6 сек.

Род работы IV, или “ток – перемежающаяся частота” (ПЧ), вид тока, в котором чередуются модуляции двух частот: фиксированной постоянной частоты (150 Гц) и серий модулированных колебаний, частоту которых можно изменять в пределах 10-150 Гц. Длительность посылок серий различных частот составляет 1-6 сек.

Все перечисленные виды токов или рода работ могут применяться в выпрямленном режиме (режим II), т.е. при сериях импульсов полусинусоидальной формы, и в невыпрямленном режиме (режим I). Режим II применяют при снижении чувствительности к току, вялом течении патологического процесса, для электростимуляции в случаях глубокого поражения тканей и введения лекарственных веществ.

Синусоидально модулированных токи доставляются пациенту при помощи электродов, накладываемых на патологическую область или ее проекцию.

Электроды изготавливают из луженого свинца толщиной 0,5-0,7 мм или из силиконовой проводящей резины. Под электроды помещается прокладка толщиной около 1 см из хорошо смачивающегося материала: байки, фланели или бумазеи. Прокладка должна иметь площадь несколько

большую, чем электрод, и выступать за края последнего не менее чем на 1 см с каждой стороны. Эта прокладка может быть смочена водой.

Электроды с прокладками накладываются на поверхность тела так, чтобы подлежащая воздействию тока патологическая область находилась между электродами. Применяется как поперечное, так и продольное наложение электродов. Последние, вместе с прокладками, могут закрепляться на месте эластичными бинтами или пластырем.

Форму и размеры электродов и прокладок выбирают в зависимости от величины поверхности области тела, подвергающейся воздействию. Площадь прокладки выбирают такой, чтобы плотность тока находилась в пределах 0,1-0,2 мА/см<sup>2</sup>.

Средний ток через пациента не должен превышать 50 мА.

### Интерференционная терапия

Для интерференционной терапии обычно используют переменные синусоидальные токи с частотами в пределах 3000-5000 Гц. При этом частота одного из них постоянна, а частота второго – автоматически изменяется так, чтобы отличалась от первого не более чем на 200 Гц. Для чего используются два генератора (или более), которые подключаются к пациенту при помощи двух пар независимых электродов.

К одной паре электродов прикладывается синусоидальное напряжение постоянной частоты 5000 Гц, ко второй паре – синусоидальное напряжение, частота которого во время процедуры плавно изменяется от 4900 до 5000 Гц. Обе пары пластинчатых электродов располагаются в одной плоскости, по возможности так, чтобы токи, текущие от каждого генератора,

были взаимно перпендикулярны. В зоне их пересечения происходит интерференция токов и образуется электрический ток, частота которого изменяется от 100 до 0 Гц. Период изменения интерференционных частот составляет от 5 до 50 сек.

Форму и размеры электродов и гидрофильных прокладок выбирают в зависимости от величины поверхности области тела, подвергающейся воздействию.

Главное отличие интерференционных токов от синусоидальных модулированных токов, генерируемых аппаратами амплипульстерапии, состоит в том, что первые формируются в глубине тканей, а вторые вырабатываются непосредственно аппаратом. Поэтому интерференционные токи гораздо эффективнее при воздействии на глубоко расположенные структуры организма: головной мозг, вегетативные образования, внутренние органы.

Для воздействия на гладкую мускулатуру внутренних органов применяют токи с частотой 0-10 Гц; для воздействия на скелетные мышцы – с частотой 25-50 Гц; для лечения болевых и вегетативно-сосудистых синдромов применяют частоту 70-100 Гц. Сила тока устанавливается – до ощущения умеренной вибрации под электродами в глубине тканей, но не более 50 мА.

### Флюктуоризация

Флюктуоризация – метод электролечения с применением синусоидального переменного тока малой силы и небольшого напряжения, беспорядочно меняющегося по амплитуде и частоте в пределах 100-2000 Гц. Для формирования флюктуирующих токов (ФТ) обычно используются генераторы переменного напряжения с шумовым спектром. Формы флюктуирующих токов приведены на рис. 5.

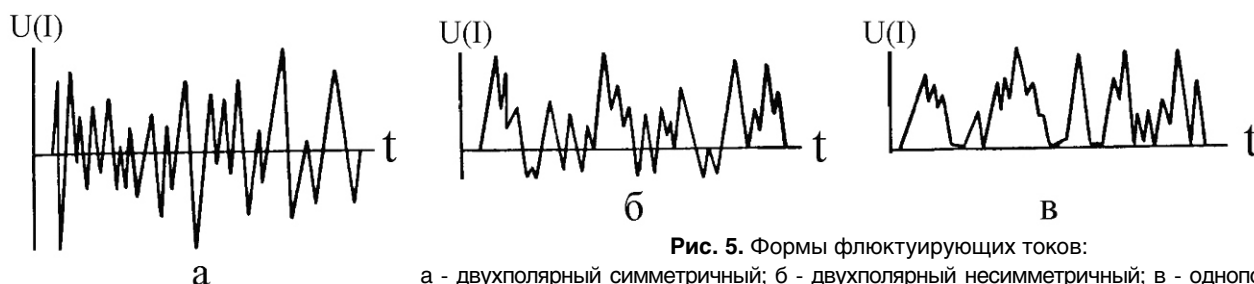


Рис. 5. Формы флюктуирующих токов:

а - двухполярный симметричный; б - двухполярный несимметричный; в - однополярный флюктуирующий.

В настоящее время для флюктуоризации используют три формы токов: I форма – двухполярный симметричный (ДПС) флюктуирующий ток переменного направления с приблизительно одинаковой амплитудой и частотой в отрицательной и положительной фазах; II форма – двухполярный несимметричный (ДНС) флюктуирующий ток переменного направления, имеющий большую амплитуду и частоту в отрицательной фазе; III форма – однополярный флюктуирующий (ОН) ток с наличием импульсов одной полярности. III форму тока обычно используют для введения лекарственных веществ – флюктуофореза.

Дозирование процедур флюктуоризации осуществляется по силе тока, зависящей от его плотности. Различают дозы флюктуоризации по плотности тока: малую – до 1 мА/см<sup>2</sup>; среднюю – 1-2 мА/см<sup>2</sup>; большую – 2-3 мА/см<sup>2</sup>.

Флюктуирующие токи доставляются пациенту при помощи электродов, накладываемых на патологическую область или ее проекцию. Параметры используемых электродов те же, что и при использовании СМТ.

Электроды с гидрофильными прокладками накладываются на поверхность тела так, чтобы подлежащая воздействию тока патологическая область находилась между электродами. Применяется как поперечное, так и продольное наложение электродов. Последние, вместе с прокладками, могут закрепляться на месте эластичными бинтами или пластырем.

Форму и размеры электродов и прокладок выбирают в зависимости от величины поверхности области тела, подвергающейся воздействию. Площадь прокладки выбирают такой, чтобы плотность тока находилась в пределах от 1 до 3 мА/см<sup>2</sup>.

При использовании метода флюктуоризации в стоматологической практике применяются специальные (внутриротовые) электроды, которые накладываются на десну с наружной и внутренней стороны около больного зуба. Для обезболивания один электрод накладывают на десну, другой – вверх по ходу тройничного нерва.

Средний ток через пациента должен быть не более 25 мА. Наибольшее напряжение на выходе (при сопротивлении нагрузки 10 кОм) не должно превышать 85 В (эф.).

## Литература

1. Клячкин Л.М., Виноградова М.Н. Физиотерапия: Учебник. - 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Медицина, 1995. - 240 с.
2. Ливенцев Н.М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. - М.: Медицина, 1974. - 335 с.



Продолжение в №11/2009

# Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru



Продолжение. Начало в №10/2009

## ЭЛЕКТРОДИАГНОСТИКА И ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ

### Электродиагностика

Электродиагностика – метод применения электрического тока с целью определения состояния и функциональных возможностей различных органов и систем в зависимости от их реакции при различных параметрах воздействия. В частности, электродиагностика помогает установить наличие и степень поражения нерва и, соответственно, степень денервации и ренервации мышц.

Для электродиагностики используют отдельные импульсы постоянного тока различной длительности при силе его до 50 мА при прямоугольной, треугольной и экспоненциальной формах импульсов – при напряжении 60-80 В (эф.). Применяют серии таких импульсов в диапазоне частот 20-100 Гц, кроме того, могут использоваться синусоидальные модулированные токи с несущими частотами 2-5 кГц при модуляции их низкими частотами в пределах 10-150 Гц.

Физиологическое обоснование метода электродиагностики основано на том, что в норме нерв более чувствителен к току, чем мышца, и при стимуляции пороговыми импульсами в двигательной точке мышцы ее сокращение является следствием возбуждения, поступающего от нерва.

Методика электродиагностического исследования заключается в определении порогов видимого на глаз или определяемого пальпаторно сокращения мышцы в ответ на раздражение нерва или мышцы токами различной силы, длительности, частоты и полярности.

При электродиагностике применяется два электрода – активный и неактивный. Активный (точечный) электрод имеет малую площадь (1-2 см<sup>2</sup>), в связи с чем на нем образуется высокая плотность раздражающего тока, и он располагается в точке нанесения раздражения. Неактивный электрод в виде пластинки значительной площади (100-150 см<sup>2</sup>) располагается в любом нейтральном месте. Подобный метод воздействия называется однополюсным.

Активный электрод (рис. 6) имеет форму изогнутого стержня 1 с утолщением на конце, вставленного в рукоятку 4. В рукоятке имеется кнопочный выключатель 2-3 для произвольного включения и выключения тока. Рабочая поверхность электрода покрывается тканью, которая во время исследования смачивается теплым физиологическим раствором или водой. Неактивный электрод снабжается гидрофильной прокладкой.

При диагностике поперечно-полосатых мышц электроды располагают на определенных участках, так называемых двигательных точках нервов и двигательных мышц. Двигательная точка нерва представляет участок, где нерв поверхностно расположен под кожей и доступен воздействию. Двигательная точка мышцы представляет место, соответствующее уровню вхождения двигательного нерва в мышцу – зону наибольшей возбудимости мышцы. Для определения местонахождения двигательных точек используют таблицу Эрба [3, 4]. Однако, учитывая вариабельность их расположения в каждом конкретном случае, врач-физиотерапевт определяет расположение этих точек; первая процедура проводится в его присутствии. Найденные двигательные точки помечают (например, фло-мастером), чтобы при последующих процедурах не искать их вновь.

На определенные врачом двигательные точки устанавливают активный точечный электрод, соединенный чаще всего с катодом. Индифферентный электрод (анод) площадью 100-150 см<sup>2</sup> располагают по средней линии тела.

Силу тока во время процедуры увеличивают до появления выраженных, но безболезненных сокращений. Для мышц лица, кисти она составляет в среднем 3-5 мА. Для мышц плеча, голени, бедра – 10-15 мА. При наличии у пациента хотя бы минимального активного движения (намека на движение) проводят активную электростимуляцию.

### Электростимуляция

Электростимуляция (иногда именуемая, как мио-стимуляция) – метод электролечения с использованием различных импульсных токов для изменения в лечебных целях функционального состояния мышц и нервов. Для электростимуляции применяются импульсные токи прямоугольной, экспоненциальной и полусинусоидальной формы с длительностью импульсов в пределах 1-300 мс, а также переменные синусоидальные токи частотой 2000-5000 Гц, модулированные низкими частотами в диапазоне 10-150 Гц.

Электростимуляция позволяет проводить сокращение избирательно, т.е. только пораженной мышцы.

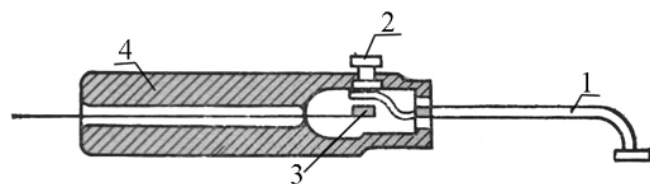


Рис. 6. Устройство точечного активного электрода

Для электростимуляции используют малые (3-5 см<sup>2</sup>) или большие (50-300 см<sup>2</sup>) пластинчатые электроды, а также однополюсные и двухполюсные точечные электроды с кнопочным прерывателем. Выбор электрода зависит от области воздействия, массы мышцы. Стимуляцию мышц конечностей, туловища, мышц внутренних органов осуществляют пластинчатыми электродами, а мимических мышц – точечными (кнопочными или игольчатыми).

Электроды с влажной гидрофильной прокладкой должны плотно прилегать к поверхности кожи. Их фиксируют при помощи бинтов или пластыря. Электростимуляция может быть одно- или двухполюсной. В зависимости от локализаций и массы мышц расположение активного и индифферентного электродов может быть поперечным или продольным. Выбор активного электрода, как правило, определяет врач по данным электродиагностики.

При выполнении процедуры электростимуляции, силу тока увеличивают от 0 до появления выраженных, но безболезненных сокращений.

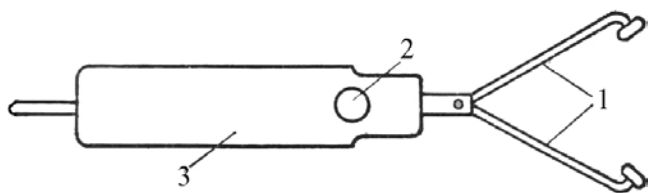
При электростимуляции однополюсным методом применяется точечный электрод, но без прерывателя, или на раздражаемую точку накладывается обшитая тканью свинцовая пластинка небольшой площади и прибинтовывается резиновым бинтом.

При электростимуляции часто применяется двухполюсный способ раздражения. Электрод для электростимуляции по этому методу изображен на **рис. 7** и состоит из двух изогнутых стержней (бранш) 1 с утолщением на конце (по типу однополюсного электрода), укрепленных в общей рукоятке 3. Бранши электродов раздвижные и могут устанавливаться на любом необходимом расстоянии. К обоим браншам подходит провода от аппарата. Ручка электрода снабжена прерывателем 2 в цепи одного провода.

При двухполюсном раздражении оба электрода являются активными и располагаются в двух точках – или по концам исследуемой мышцы, или вдоль отрезка нервного ствола.

При двухполюсной электростимуляции применяют две обшитые тканью свинцовые пластинки небольшой площади, которые располагаются по концам соответствующей мышцы (или группы мышц) и прибинтовываются эластическим бинтом.

Размеры электродов, параметры и режимы электростимуляции, как правило, выбираются врачом. При этом напряжение на электродах может находиться в пределах 60-80 В (эф.), а импульсный ток не должен превышать 50 мА.



**Рис. 7.** Внешний вид двухполюсного электрода

## МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ, ИСПОЛЬЗУЮЩИЕ ПЕРЕМЕННЫЙ И ИМПУЛЬСНЫЕ ТОКИ ВЫСОКОЙ И УЛЬТРАВЫСОКОЙ ЧАСТОТЫ

Важную роль в электролечении занимают методы, в которых используются высокочастотные переменные электромагнитные колебания. Научно-технический прогресс, успешное развитие электроники в последние годы заметно обогатили эту область физиотерапии.

Частота высокочастотных электромагнитных колебаний, применяемых в лечебных целях, находится в пределах 30 кГц - 30 000 МГц, т.е. в диапазоне радиоволн.

К методам высокочастотной терапии относятся:

1) воздействие переменными токами высокой частоты (ВЧ-терапия), включающее дарсонвализацию и индуктотермию;

2) воздействие электрическими полями ультравысокой частоты (э. п. УВЧ);

3) воздействие электромагнитными полями сверхвысокой частоты (СВЧ-терапия), включающее дециметровую и сантиметровую терапию (ДМВ- и СМВ-терапия).

В физиотерапевтических аппаратах высокочастотные электромагнитные колебания создаются высокочастотными генераторами, основной частью которых является колебательный контур, индуктивно связанный с терапевтическим контуром. Высокочастотная энергия, индуцированная в колебательном контуре, подводится к больному при помощи специальных электродов – конденсаторных пластин, индукторов, излучателей и других приспособлений.

Для проведения сеансов ВЧ- и УВЧ-терапии используются аппараты, которые являются источниками радиопомех и работают в диапазоне разрешенных радиочастот. В Российской Федерации для медицинской высокочастотной аппаратуры выделено 28 частот, которые приведены в **таблице 2**.

### Дарсонвализация

Дарсонвализация – метод электролечения, основанный на использовании переменного импульсного тока высокой частоты (110 кГц), высокого напряжения (до 30 кВ) и малой силы (0,015-0,02 мА). Действующим фактором является электрический разряд, возникающий между электродами и телом пациента. Интенсивность разряда можно изменять в пределах от “тихого” до искрового.

Основными факторами, действующими при разряде, являются:

- электромагнитное излучение в широкой полосе частот (от надтональных до ультрафиолетового спектра включительно);
- высокочастотный ток, протекающий в глубинах ткани;
- тепловые излучения, возникающие непосредственно в тканях организма в области разряда;



**Таблица 2.** Перечень радиочастот разрешенных в РФ для использования в медицинской аппаратуре.

Допускаемые полосы рабочих радиочастот			
16,7 - 19,4 кГц	2610 - 2670 кГц	40,3 - 41,1 МГц	24 - 24,25 ГГц
20,4 - 23,7 кГц	5150 - 5410 кГц	40,66 - 40,7 МГц	41,3 - 43,4 ГГц
40 - 48 кГц	6765 - 6795 кГц	80,6 - 82,2 МГц	45 - 47,4 ГГц
59 - 74 кГц	13424 - 13696 кГц	433,05 - 434,79 МГц	47,2 - 49,6 ГГц
29 - 451 кГц	13553,2 - 13566,8 кГц	902 - 928 МГц	61 - 61,5 ГГц
871 - 889 кГц	26850 - 27390 кГц	2400 - 2500 МГц	122 - 123 ГГц
720 - 1800 кГц	26957 - 27283 кГц	5725 - 5875 МГц	244 - 246 ГГц
Действующие ранее полосы рабочих радиочастот			
455,4 - 464,6 МГц; 2351,25 - 2398,75 МГц; 150,975 - 154,025 МГц			
<p><b>Примечание 1.</b> При необходимости использования в ВЧ-устройствах частот, не указанных в настоящем перечне, требуется оформление разрешений на выделение частот в установленном порядке, за исключением частот для ВЧ-устройств с мощностью на нагрузочном устройстве менее 5 Вт без открытого излучения.</p> <p><b>Примечание 2.</b> В диапазоне низких частот (НЧ до 30 кГц) параметры электрических и магнитных полей всегда определяются отдельно. Напряженность электрического поля (Е) измеряется в вольтах на метр (В/м) или киловольтах на метр (кВ/м). Магнитная (и электромагнитная) индукция (В) измеряется в теслах (Тл, мТл) или гауссах (гс). Напряженность магнитного поля выражается в амперах на метр (А/м). Диапазон высоких частот (ВЧ) условно подразделяется на два: нижний и верхний. В нижнем ВЧ диапазоне (до 30 МГц) напряженность электрического (Е) и магнитного полей (Н) определяются отдельно. Выше этих частот поля характеризуются плотностью потока энергии (S) и выражаются в Вт/см<sup>2</sup> (или мВт/см<sup>2</sup>), даже в случае, когда измеряются только компоненты электрического или магнитного полей.</p>			

- ультразвуковые колебания слабой интенсивности, возникающие непосредственно в тканях (осцилляторный эффект);

- химически активные вещества (озон и в небольших количествах кислоты азота).

Дарсонвализацию, в основном, применяют в виде местных процедур. Тепловой эффект в этом случае практически отсутствует.

При дарсонвализации используется одноэлектродный способ воздействия физического фактора. Электроды представляют собой вакуумные стеклянные баллоны различной формы с остаточным количеством воздуха 0,1-0,5 мм рт. ст. Под воздействием высокочастотного импульсного тока происходит ионизация разряженного воздуха с появлением слабо-голубого или розового свечения, интенсивность которого растет с увеличением напряжения или тока. Формы некоторых электродов, используемых при дарсонвализации, приведены на **рис. 8**.

Дарсонвализацию можно проводить контактно и дистанционно, лабильным, подвижным или стабильным способами. При контактной методике электрод прикладывают к коже и легко, без нажима перемещают линейными или фуговыми движениями, не отрывая от поверхности кожи [5].

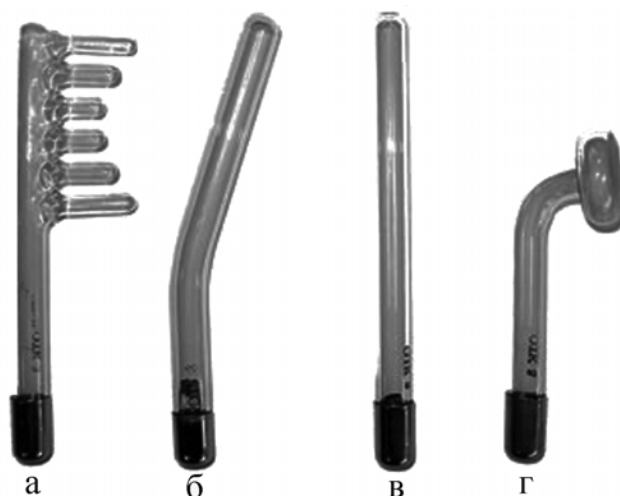
При дистанционной методике электрод размещают над местом воздействия на расстоянии 1,5-2 см, что обеспечивает образование искрового разряда.

### Ультратонотерапия

Ультратонотерапия – метод электролечения, основанный на применении высокочастотного (22 кГц или 44 кГц), переменного синусоидального тока высокого напряжения (до 3-5 кВ), модулируемого частотой 100 Гц. Действующим фактором является электрический разряд, возникающий между электродами и телом пациента. Интенсивность разряда можно изменять

в пределах от “тихого” до искрового. Основными факторами, действующими при разряде, являются те же, что и при дарсонвализации. Дополнительным фактором является микровибрация кожного покрова с частотой 100 Гц.

При ультратонотерапии используется одноэлектродный способ воздействия физического фактора. Электроды представляют собой вакуумные стеклянные баллоны различной формы, заполненные инертным газом (неоном) под давлением 10-15 мм рт. ст. Под воздействием высокочастотного импульсного тока происходит ионизация инертного газа до розового свечения, интенсивность которого растет с увеличением напряжения. При ультратонотерапии используют электроды, аналогичные по форме приведенным на **рис. 8**.



**Рис. 8.** Формы некоторых электродов, используемых при дарсонвализации: а – головной; б – ректальный; в – внутримышечный; г – поверхностный (грибовидный).

В качестве поверхностного иногда используется электрод, реализованный на основе газоразрядного индикатора типа ИВ-22А. Внешний вид поверхностного электрода, реализованного на основе индикатора типа ИВ-22А, приведен на **рис. 9**.

Ультратонтерапию, так же как и дарсонвализацию можно проводить контактно и дистанционно, лабильным, подвижным или стабильным способами. При контактной методике электрод прикладывают к коже и легко, без нажима перемещают линейными или фуговыми движениями, не отрывая от поверхности кожи.

При дистанционной методике электрод размещают над местом воздействия на расстоянии 0,5-1 см, что обеспечивает образование искрового разряда.

Ультратонтерапию дозируют по мощности воздействия, тепловым ощущениям и продолжительности. Воздействие можно осуществлять в непрерывном и импульсном режимах. Различают малые (до 3 Вт), средние (4-6 Вт) и большие (7-10 Вт) дозировки.

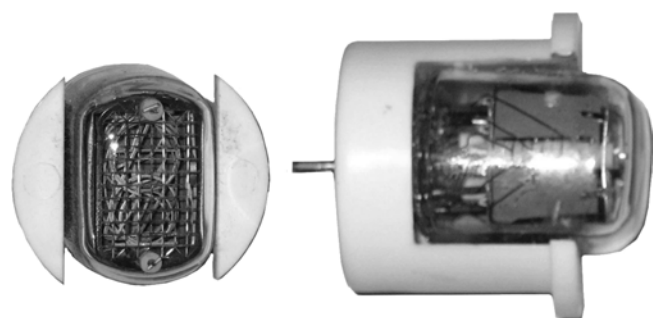
### Диатермия

Сущность диатермии заключается в прогревании тканей тела высокочастотным током, проходящим между двумя контактно наложенными на поверхность тела электродами. При диатермии используются аппараты, генерирующие частоту 1-2 МГц.

В СССР использовались аппараты для диатермии УДЛ-200М и УДЛ-350М, представлявшие собой трехкаскадный генератор токов высокой частоты (1625 кГц, что соответствует длине волны 184,62 м). Выходная мощность их соответственно равнялась 200 и 350 Вт.

В основе физиологического действия диатермии лежит в основном ее тепловой эффект. В соответствии с законом Джоуля -Ленца количество выделяемого при диатермии тепла будет пропорционально квадрату силы тока в тканях.

Поскольку ткани организма неоднородны по своим электрическим свойствам, то и теплообразование в них будет различным. При поперечном расположении электродов кожа, подкожная клетчатка и другие поверхностные ткани, имеющие высокое омическое сопротивление, будут нагреваться сильнее, чем глуболежащие ткани. Температура поверхностных тканей во время процедуры повышается на 2-3°C.



**Рис. 9.** Внешний вид поверхностного электрода, реализованного на основе индикатора типа ИВ-22А

Для подсоединения пациента к аппарату используются обычно пластинчатые свинцовые электроды толщиной 0,5-1,0 мм с закругленными краями или электроды из токопроводящей резины. Форма и размеры электродов находятся в соответствии с подлежащей воздействию части тела. В комплект электродов входят также ручные, вагинальные и ректальные электроды, выполненные из металла и покрытые никелем. Электроды располагают обычно друг против друга (поперечно) так, чтобы подвергаемая воздействию область тела находилась между ними.

Величина тока, в среднем, выбирается, исходя из площади меньшего из примененных электродов и допустимой плотности тока, составляющей 0,01-0,015 А/см<sup>2</sup>.

При использовании внутрисполостных электродов в связи с улучшением контакта и уменьшением переходного сопротивления между электродом и телом пациента плотность тока может быть повышена до 0,03 А/см<sup>2</sup>.

### Индуктотермия (Магнитотермия)

Индуктотермия (магнитотермия) – метод электролечения, действующим фактором которого является высокочастотное переменное магнитное поле. Действие энергии этого поля вызывает появление наведенных (индуктивных) вихревых токов, механическая энергия которых переходит в тепло.

При индуктотермии энергия поля проникает на глубину до 6-8 см. Наибольшее поглощение ее, а, следовательно, и образование тепла происходят в тканях, отличающихся хорошей электропроводностью: жидкие среды организма, ткани паренхиматозных органов, мышцы.

Чаще всего для индуктотермии используются приборы, генерирующие излучение в диапазонах 13,56 МГц ( $\lambda=22,12$  м) или 27,12 МГц ( $\lambda=11,06$  м) с излучаемой мощностью  $P_{\text{ср}}=10\ldots 200$  Вт.

Высокочастотная энергия, индуцированная медицинскими приборами указанных диапазонов, подводится к пациенту при помощи индукторов-излучателей, представляющих собой одно-четырёх витковые плоские катушки, которые устанавливаются непосредственно на тело или вблизи пациента в области патологического очага или биологически активной точки [6].

### Ультравысокочастотная терапия (УВЧ-терапия)

УВЧ-терапия – метод электролечения, основанный на воздействии на организм больного пациента электромагнитным излучением с длиной волны в пределах 1-10 м. В связи с особенностями подведения энергии поля к телу больного действующим фактором этого физиотерапевтического воздействия является переменное электрическое поле ультравысокой частоты, обладающее способностью проникать и распространяться в тканях тела на большую глубину.

Медицинская УВЧ-аппаратура функционирует как в непрерывном, так и в импульсном режиме (**рис. 10**).

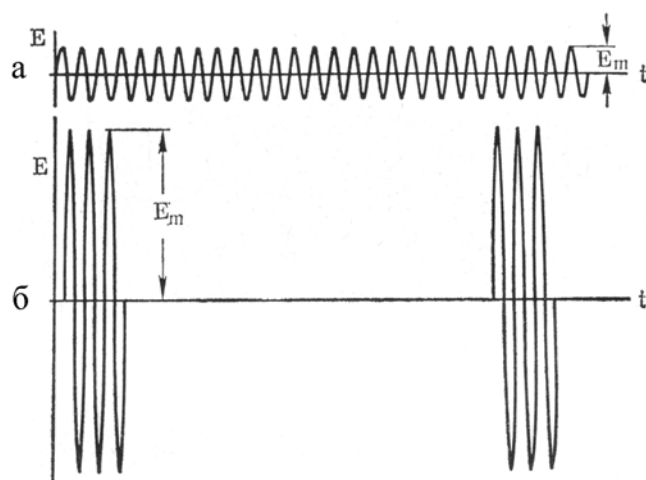
Для проведения УВЧ-терапии используются портативные и стационарные аппараты, работающие на стандартных частотах электромагнитных колебаний 27,12 МГц и 40,68 МГц, что соответствует длинам волн 11,06 м и 7,3 м соответственно.

При проведении лечебной процедуры участок тела, подвергаемый воздействию э. п. УВЧ, помещают между двумя конденсаторными пластинами-электродами (диаметром от 30 до 150 мм) таким образом, чтобы между телом пациента и электродами имелся воздушный зазор, величина которого не должна меняться в течение всей процедуры. Внешний вид плоскостных конденсаторных электродов приведен на **рис. 11**.

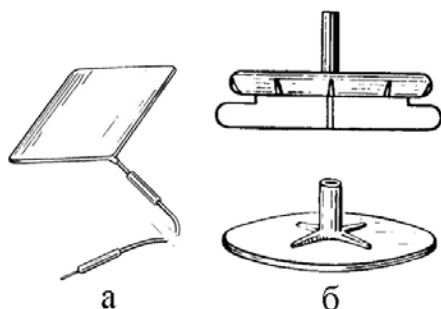
При внутрисполостных воздействиях один из электродов вводится в соответствующую полость организма, а второй – располагается около поверхности тела.

Общий суммарный зазор для портативных аппаратов составляет 6 см, для стационарных – до 10 см. Величина воздушного зазора имеет большое значение для распределения поглощаемой энергии электрического поля в теле пациента.

Тепловое действие УВЧ-терапии меньше выражено, чем при индуктотермии. Основное теплообразование происходит в тканях, проводящих электрический ток (нервная, мозговая, костная и т.д.). Интенсивность теплообразования зависит от мощности воздействия и особенностей поглощения энергии тканями.



**Рис. 10.** График колебаний электрического поля УВЧ: а – при непрерывном режиме; б – при импульсном режиме.



**Рис. 11.** Внешний вид плоскостных конденсаторных электродов.

Для выполнения лечебных процедур используют аппараты с выходной мощностью: от 30 до 80 Вт – для переносных и от 200 до 400 Вт – для стационарных.

Современные аппараты воздействуют на организм электрическим полем УВЧ в импульсном режиме. Генерация высокочастотных колебаний происходит в течение нескольких микросекунд, после чего следует пауза, в тысячу раз превосходящая длительность самого импульса. Напряженность электрического поля между электродами за время действия импульса достигает нескольких тысяч вольт на метр, что в 5,5-6,5 раз больше, чем в непрерывном режиме. Поскольку мощность колебаний пропорциональна квадрату напряженности электрического поля, то аппараты для импульсной УВЧ-терапии имеют мощность в импульсе до 15 000 Вт, что в 40 раз больше мощности, которая может создаваться аппаратами непрерывной УВЧ-терапии. Средняя мощность импульсных колебаний в тысячу раз меньше, чем мощность в импульсе, и не превышает 15 Вт.

При импульсной УВЧ-терапии используют высокочастотные генераторы с частотой 39 МГц. Форма модулирующих импульсов близка к прямоугольной. Длительность импульсов 2 и 8 мкс при частоте следования 500 и 120 Гц. Максимальная выходная мощность в импульсе составляет порядка 15 кВт.

Конструкция электродов и условия проведения процедур при импульсной УВЧ-терапии не отличается от применяемых при обычной УВЧ-терапии.

### Ультравысокочастотная индуктотермия

Ультравысокочастотная индуктотермия – воздействие на организм ультравысокочастотным (УВЧ) переменным магнитным полем. Представляет собой комбинацию индуктотермии и ультравысокочастотной терапии. По технике проведения – это индуктотермия, осуществляемая с помощью аппаратов для УВЧ-терапии. Действующим физическим фактором является магнитное поле катушки, возбуждаемое УВЧ-генератором (40,68 или 27,12 МГц) аппаратов УВЧ-терапии. Для его получения выпускаются специальные электроды (ЭВТ-1), называемые резонансными индукторами, или индукторами с настроенным контуром.

Они бывают 3 размеров: диаметром 6 и 9 см – рассчитаны на мощность аппаратов УВЧ-терапии до 40 Вт; диаметром 16 см – рассчитаны на мощность до 100 Вт. В последнее время стал выпускаться и резонансный кабельный индуктор.

При проведении процедур резонансный индуктор крепится на одном из держателей аппарата УВЧ-терапии, а его провода подключаются к УВЧ-генератору в те же гнезда, что и фидера конденсаторных пластин. Воздействие осуществляется с зазором в 1-1,5 см.

### Литература

1. Клячкин Л.М., Виноградова М.Н. Физиотерапия: Учебник. - 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Медицина, 1995. - 240 с.

2. Ливенцев Н.М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. - М.: Медицина, 1974. - 335 с.

3. Романовский Б., Штереншис М. Лечебный точечный массаж: шиацу, акупрессура и точки Эрба. Изд. 2-е. - М.: Феникс. 2004 г.

4. В.С. Улащик. Физиотерапия. Универсальная медицинская энциклопедия. - Минск. Книжный Дом. 2008. - 640 с.

5. Фрейлих В.М., Гавинский Ю.В. Зональная и пунктурная ультратонотерапия. Практическое пособие. - Алтайский государственный университет. Барнаул. 1997. -67 с.

6. Бараночников М.Л. Аппарат для магнитотермии. - Радиолучитель, 2002 г., №4, с.12-15. - Размещена на сайте Публичная Библиотека "Электронные книжные полки Вадима Ершова и К°", [www.publ.lib.ru](http://www.publ.lib.ru)



Продолжение в №12/2009

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru

## Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования



Продолжение. Начало в №10-11/2009

### СВЧ-терапия

СВЧ-терапия (микроволновая терапия) – метод электролечения, основанный на воздействии электромагнитных колебаний с длиной волны от 1 мм до 1 м (или соответственно с частотой электромагнитных колебаний 300...30 000 МГц). В лечебной практике используют микроволны дециметрового и сантиметрового диапазонов и в соответствии с этим различают два вида СВЧ-терапии: дециметровая (ДМВ-терапия,  $\lambda=0,1...1$  м) и сантиметровая (СМВ-терапия,  $\lambda=1...10$  см). Микроволны занимают промежуточное положение между электромагнитными волнами УВЧ-диапазона и ИК-лучами, поэтому по некоторым физическим свойствам приближаются к световой, лучистой энергии. Они могут, как свет, отражаться, преломляться, рассеиваться и поглощаться, их можно концентрировать в узкий пучок и использовать для локального направления воздействия. Попадая на тело человека, 30...60% микроволн поглощается тканями организма, остальная часть отражается.

Действие микроволн дециметрового и сантиметрового диапазона характеризуется некоторыми различиями.

Энергия СМВ проникает в ткани на глубину до 5...6 см, а ДМВ – до 10...12 см. При действии СМВ теплообразование больше выражено в поверхностных слоях тканей, при ДМВ оно происходит равномерно как в поверхностных, так и в глубоких тканях.

**Чаще всего для ДМВ-терапии** используются приборы, генерирующие излучение в диапазонах 450...460 МГц, с излучаемой мощностью  $P_{ср}=12...100$  Вт.

Аппараты ДМВ-терапии комплектуются излучателями различной формы и различных размеров. На **рис. 12** в качестве примера приведен внешний вид двух излучателей к аппарату типа "Волна-2".

Продолговатый излучатель представляет собой укороченный полуволновый диполь, помещенный под экраном, имеющим форму эллиптического цилиндра. Раскрыв излучателя (излучающая поверхность) закрыт крышкой из изоляционного материала. Излучатель создает поток энергии, направленный в сторону, противоположную экрану, с максимальной интенсивностью в средней части излучателя и равномерным спадением по его краям.

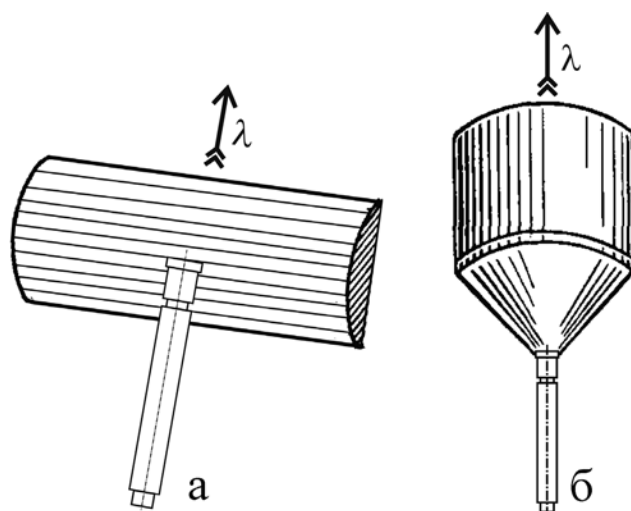
Цилиндрический излучатель представляет собой два взаимно перпендикулярных полуволновых диполя. Диполи укреплены на жесткой линии над экраном конической формы. Излучатель создает узкий поток энергии, направленный вперед, с максимальной интенсивностью в центре.

При использовании поток излучений направляется на патологический очаг. Для лучшей локализации энергии на облучаемом участке тела и более точной дозиметрии, а также для уменьшения паразитного излучения высокочастотной энергии в окружающее пространство, зазор между телом пациента и излучателем не должен превышать 5 см.

Для СМВ-терапии используются приборы, генерирующие излучение в диапазоне 2450 МГц или 2375 МГц, с излучаемой мощностью  $P_{ср}=20...150$  Вт.

К аппаратам для СМВ-терапии прилагаются излучатели различной формы и размеров. Наиболее распространенные излучатели представляют собой круглый волновод диаметром соответственно 1,5; 2,0 и 3,5 см, заполненный высокочастотной керамикой и возбуждаемый штырем, входящим в керамику перпендикулярно ее оси. Жесткая коаксиальная линия, питающая волновод, используется как ручка излучателя. Ручка оканчивается гнездом малогабаритного высокочастотного разъема для присоединения коаксиального кабеля.

Внутриполостные излучатели (вагинальный, ректальный) отличаются тем, что керамика выступает из волновода, образуя диэлектрический стержень. На стержень надевается съемный колпачок, допускающий влажную дезинфекцию. Форма стержня коническая. Диаметр основания конуса у колпачка вагинального излучателя 2 см, у колпачка ректального – 1,5 см. Длина стержня 13,5 см.



**Рис. 12.** Внешний вид ДМВ-излучателей к аппарату типа "Волна-2":

а – продолговатый (160х350 мм), б – цилиндрический диаметром 130 мм

На **рис. 13** в качестве примера приведен внешний вид излучателей к аппарату типа “Луч-2”.

Вагинальный и ректальный излучатели, кроме диаметра, различаются по форме создаваемого ими поля. Вагинальный излучатель имеет металлизированное покрытие начальной части керамического стержня и создает поле, сосредоточенное на его конце. Ректальный излучатель создает поле по всей длине стержня. Помимо керамических излучателей, к аппарату прилагается излучатель большого диаметра (11,5 см) без керамического заполнения. Он применяется для облучения сравнительно больших участков тела, также по контактной методике. Излучатель можно держать за ручку либо он может быть укреплен на теле при помощи резинового ремня, проходящего через ушки на корпусе излучателя.

При выполнении процедур излучатели устанавливаются непосредственно на патологическую область не теле пациента.

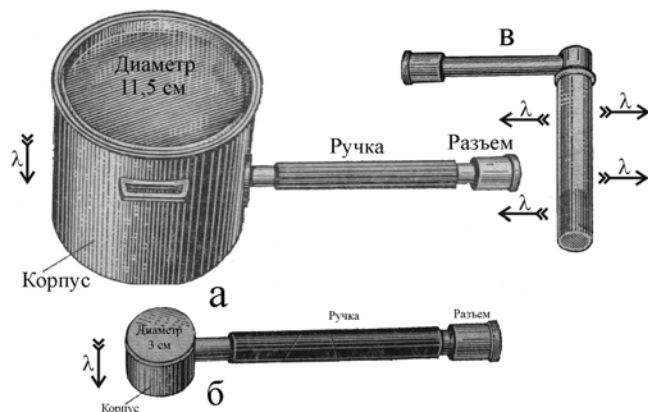
### ММВ-терапия (КВЧ-терапия)

ММВ-терапия (миллиметровая) или крайне-высокочастотная (КВЧ) терапия – сравнительно новый физиотерапевтический метод, основанный на использовании электромагнитных волн сверхвысокой частоты 30000...300000 МГц ( $\lambda=10...1$  мм).

В лечебной практике используют нетепловые интенсивности ММВ, при которых повышение температуры тканей при локальных воздействиях не превышает 0,1°C.

Энергия ММВ поглощается молекулами свободной воды, водных растворов, белков, липидов, кислорода, коллагена, мембранами клеток, ДНК. Поглощение энергии ММВ кожей в 3 раза больше, чем электромагнитных волн СВЧ и ДМВ. Удельное поглощение энергии ММВ заметно выше, чем сантиметровых и дециметровых волн, поэтому порог чувствительности кожи к ММВ составляет всего 0,1 мВт/см<sup>2</sup>.

При воздействии на кожу человека ММВ излучение проникает в ткани на глубину 0,2...0,6 мм.



**Рис. 13.** Внешний вид СВЧ-излучателей к аппарату типа “Луч-2”: а и б – цилиндрические излучатели; в – внутриполостной

Для ММВ-терапии используют маломощные высоко-стабильные генераторы, работающие в миллиметровом диапазоне, с различными выходными характеристиками. В качестве источника электромагнитного излучения крайне высоких частот в современных отечественных аппаратах применяют твердотельные генераторы на лавинно-пролетных диодах (ЛПД) или диодах Ганна (ДГ).

Для ММВ-терапии обычно используют электромагнитные колебания частотой 42...65 ГГц (длина волн 4...8 мм). В большинстве случаев применяют фиксированные частоты ММВизлучений: 52...78 ГГц ( $\lambda=5,7...3,8$  мм); 42,2 ГГц ( $\lambda=7,1$  мм); 53,5 ГГц ( $\lambda=5,6$  мм); 60,7 ГГц ( $\lambda=4,9$  мм); 61,2 ГГц ( $\lambda=4,9$  мм); 150 ГГц ( $\lambda=2$  мм). Аппараты ММВ-терапии работают как в непрерывном, так и в импульсном режимах, а также с частотной модуляцией (с полосой качания 0...100 МГц).

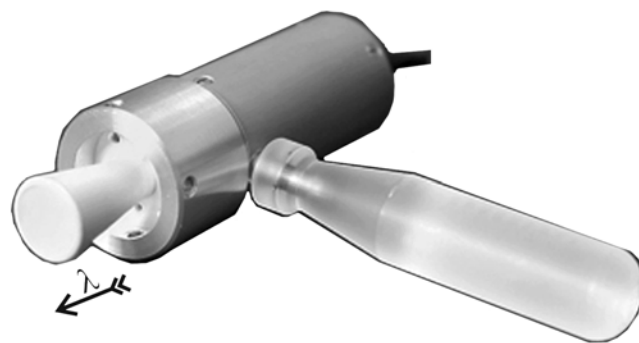
Для вывода энергии чаще всего используют рупорные излучатели диаметром 20 и 8 мм, а также открытые волноводы. На **рис. 14**, в качестве примера, приведен внешний вид рупорного ММВ-излучателя аппарата “Аист”.

Процедуры проводят на обнаженные участки тела. При проведении процедуры рупор излучателя-волновода устанавливают контактно или с воздушным зазором, равным удвоенной длине волны (до 1,5 см). Чаще всего воздействуют на рефлексогенные зоны и патологические очаги. Плотность потока энергии обычно не превышает 10 мВт/см<sup>2</sup>, а при воздействиях на точки акупунктуры – до 5 мВт/см<sup>2</sup>.

ММВ-терапия, в отличие от других физиотерапевтических методов, довольно часто используется как монотерапия. Вместе с тем при необходимости она может применяться в комплексе с лекарственными средствами, другими физическими методами лечения.

### Ультразвуковая терапия

Ультразвуковая терапия основана на использовании с лечебной целью механических колебаний высокой частоты (от 20 до 3000 кГц), которые вызывают в тканях сложные физико-химические процессы. В результате сменяющих друг друга положительного и отрицательного давления, ведущих к сжатию и растяжению тканей, происходит внутритканевое перемещение частиц, сопровождающееся трением и изменением их электрического и изоэлектрического состояния.



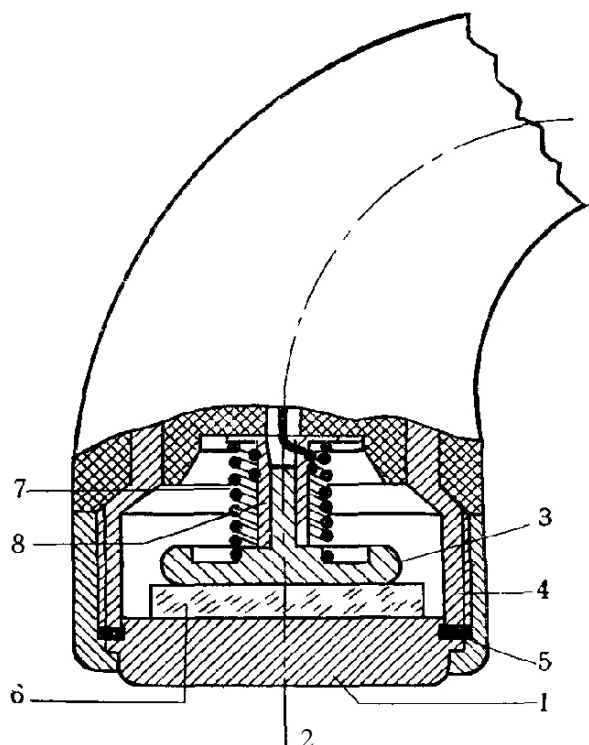
**Рис. 14.** Внешний вид рупорного излучателя аппарата “Аист”

В аппаратах УВЧ-терапии в качестве источников ультразвука обычно применяют пьезоэлектрические преобразователи с диаметром излучателя от 5 до 30 мм, мощностью 0,05...2,0 Вт/см<sup>2</sup>. Типичная конструкция излучающей головки приведена на **рис. 15**.

Головка состоит из цилиндрического металлического корпуса 4, на основании 1 которого расположен пьезоэлектрический преобразователь – пластина 6 (в современных аппаратах используют пластины из титаната бария). Пластина удерживается с помощью держателя 3 и пружины 7. Под держателем всегда имеется тонкая прослойка воздуха, поэтому в сторону ручки ультразвук не излучается. Амплитуда колебаний пластины, а следовательно, интенсивность ультразвуковой волны, распространяющейся от передней поверхности преобразователя, будут максимальны при совпадении собственной резонансной частоты пластинки с частотой генератора. Это условие выполняется, если толщина пластинки равна нечетному числу полувольт (например, при частоте 880 кГц толщина пластины 6, равная одной полувольте, составляет около 3,26 мм).

Основание 1 крепится к корпусу головки с помощью накидной гайки 5. Для того, чтобы ультразвуковая волна проходила через основание (резонатор) без ослабления, толщина его должна составлять целое число полувольт (обычно одна или две).

Корпус головки укреплен в ручке 2, с помощью которой его держат во время процедуры. Внутри ручки проходит питающий провод от генератора. Провод через втулку 8 соединен с держателем 3, который имеет электрический контакт с преобразователем. Вторым электродом служит корпус головки, к которому присоединяется экранирующая оплетка питающего кабеля.



**Рис. 15.** Типичная конструкция излучающей головки

В зависимости от назначения излучатели могут иметь различную форму. На **рис. 16** в качестве примера приведен внешний вид некоторых типов УЗ-излучателей терапевтических аппаратов.

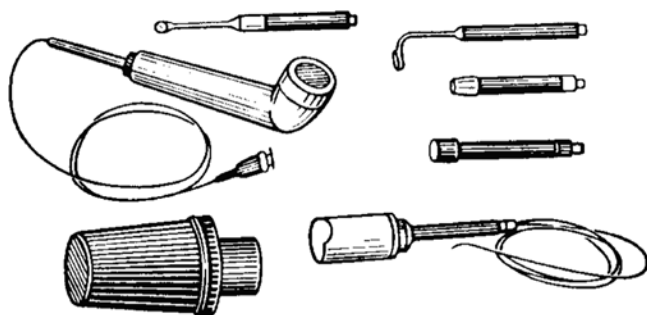
Амплитуда колебаний излучающей поверхности преобразователя зависит от частоты и мощности источника излучения. Например, амплитуда колебаний на частоте 25...44 кГц при интенсивности порядка 1 Вт/см<sup>2</sup> составляет от 80 до 20 мкм; при частоте 800 кГц и при интенсивности 2 Вт/см<sup>2</sup> – равна 0,03 мкм, т.е. уменьшается с ростом частоты.

Глубина проникновения ультразвука зависит от частоты колебаний. Чем больше частота колебаний, тем меньше глубина проникновения. Например, глубина проникновения составляет 9...10 см на частоте 44 кГц; 4...5 см – на частоте 880 кГц и 1...3 см – на частоте 2500...3000 кГц.

Кроме того, играет роль скорость распространения ультразвука в тканях, которая зависит от плотности среды и величины акустического сопротивления. Так, в жидких средах скорость распространения ультразвуковых волн составляет 1500 м/с, в твердых – 4000 м/с. Поэтому в неоднородных средах, какими являются ткани организма, распространение ультразвука происходит неравномерно. Максимум поглощения ультразвуковой энергии наблюдается в костной ткани, на границах разных тканей, а также на внутренних мембранах клеток. Например, на частоте 110 кГц глубина проникновения ультразвуковой энергии в мышечные ткани составляет около 7 см, в жировые ткани – около 10 см, а в кость – около 0,5 см.

Режим воздействия ультразвуковой энергией может быть непрерывным и импульсным. В непрерывном режиме ультразвук в виде единого потока направляют в ткани. В импульсном режиме посыл энергии чередуется с паузами. Время подачи ультразвуковой энергии и паузы могут быть различными. Например, при длительности импульса 2 мс пауза продолжается 18 мс, а при импульсе в 4 мс – 16 мс. Чем меньше продолжительность импульса, тем менее эффективно действие ультразвука.

С возрастанием расстояния от источника излучения интенсивность УЗ-колебаний падает по экспоненциальному закону. При этом, чем больше частота колебаний, тем больше снижение интенсивности.



**Рис. 16.** Внешний вид некоторых типов УЗ-излучателей терапевтических аппаратов

Таблица 3. Международная классификация спектра оптического излучения

Международное название области спектра	Диапазон волн	Воздействие на организм человека
UV-C	0,1...0,28 мкм	Хорошо поглощается верхними слоями кожи
UV-B	0,28...0,315 мкм	Средняя степень поглощения, эффективна при загаре
UV-A	0,315...0,4 мкм	Глубоко проникает в глаза и кожу человека, возможно повреждение хрусталика глаза
IR-A	0,7...1,4 мкм	Глубокое проникновение в кожу
IR-B	1,4...3 мкм	Среднее проникновение в тело человека
IR-C	свыше 3 мкм	Полное поглощение верхними слоями кожи человека

Интенсивность микровибрации маломощного излучателя также резко снижается при контакте с телом пациента.

Применяемую в физиотерапевтической практике интенсивность ультразвуковых колебаний условно подразделяют на малую (0,05...0,4 Вт/см<sup>2</sup>), среднюю (0,6...0,8 Вт/см<sup>2</sup>) и высокую (1,0...1,2 Вт/см<sup>2</sup>).

Воздействие ультразвуком на организм осуществляется обычно непосредственно путем приложения торцевой поверхности головки к области, подлежащей воздействию. Такой способ применяется при воздействии на относительно плоские поверхности мягких тканей тела и может быть как неподвижным (стабильным), так и подвижным (лабильным), при котором ультразвуковую головку плавно, массирующим движением перемещают по всей поверхности области воздействия.

При проведении процедур ультразвуковой терапии особое внимание уделяется обеспечению хорошего акустического контакта между головкой и телом пациента. Для чего в качестве контактной среды используют вазелиновое масло, анальгиновую или гидрокортизоновую мази.

### Фонотерапия

Фонотерапия основана на использовании с лечебной целью механических колебаний звуковой частоты (от 1 до 20 кГц).

В качестве источников звуковой частоты в фонотерапии используются электромагнитные и пьезоэлектрические излучатели, которые иногда называют вибрфонами. Наибольшее распространение получили вибрфоны диаметром от 40 до 55 мм. Звуковое давление от 60 до 100 дБ.

Процедуры проводятся с соблюдением общепринятых правил ультразвуковой терапии.

### Хромотерапия (светотерапия, фототерапия)

Под термином хромотерапия скрывается относительно новая и весьма перспективная область современной медицины.

Хромотерапия (светотерапия, фототерапия) – способ воздействия на человеческий организм электромагнитным излучением ультрафиолетового ( $\lambda=0,22...0,4$  мкм), видимого ( $\lambda=0,4...0,75$  мкм) и ближнего ИК-диапазона ( $\lambda=0,75...3$  мкм) спектра.

Хромотерапия основывается на том, что каждый участок спектра формирует определенные энергетические потоки, с помощью которых можно воздействовать на деятельность внутренних органов и систем человеческого организма. В основе хромотерапии лежат 2 механизма воздействия спектра излучения на организм человека: через органы зрения и через кожный покров.

Действие цвета через органы зрения. Этот процесс может схематически объясняться следующим образом: спектр излучения воспринимается рецепторами глаза, провоцируя цепную химическую реакцию, которая в свою очередь вызывает электрические импульсы, стимулирующие нервную систему; нервное стимулирование достигает мозга, который освобождает благоприятные для организма гормоны [7].

Действие цвета через кожный покров основано на том, что свет, являясь электромагнитным излучением, проникает через ткани человеческого тела и несет органам необходимую энергию, воздействуя на биоэнергетический уровень и активизируя фотохимический процесс.

Ультрафиолетовая, видимая и инфракрасные части спектра по своему фотобиологическому воздействию на живую ткань организма человека условно разделены на следующие области. Международная классификация спектра оптического излучения приведена в **таблице 3**.

В качестве источников излучения в современных медицинских аппаратах используют светодиоды или маломощные полупроводниковые лазеры, работающие в ультрафиолетовом ( $\lambda=0,2...0,35$  мкм), видимом ( $\lambda=0,4...0,75$  мкм) или инфракрасном диапазоне от 0,8...0,95 мкм.

При использовании лазерных источников излучения хромотерапия называется **лазерной терапией**. Ряд исследователей утверждают, что источники монохроматического (лазеры) и немонахроматического (светодиоды) излучения оказывают одинаковое воздействие на организм.

Биологическое действие светового излучения зависит от степени его проникновения в ткани, которое определяется длиной волны, мощностью источника излучения и характером излучения (непрерывное или импульсное). Инфракрасные лучи проникают в ткани на глубину до 2...3 см, видимый свет – до 1 см, ультрафиолетовые лучи – на 0,1...1 мм. Чем больше длина волны и мощность источника, тем сильнее действие излучения.



Таблица 4. Параметры некоторых типов кластеров

Тип кластера	Технические параметры
Красный 200 мВт	п/п лазер 685нм (4х50 мВт) + диод 470нм/200 мВт (13х16 мВт)
Инфракрасный 800 мВт	п/п лазер 830нм (4х200 мВт) + диод 470нм/200 мВт (13х16 мВт)
Инфракрасный 1600 мВт	п/п лазер 830нм (4х400 мВт) + диод 470нм/200 мВт (13х16 мВт)
Комбинированный 1000 мВт	п/п лазер 685нм (4х50 мВт) + лазер 830нм (4х200мВт) + диод 470нм/200 мВт (13х16 мВт)
Комбинированный 1800 мВт	п/п лазер 685нм (4х50 мВт) + лазер 830нм (4х400 мВт) + диод 470нм/200 мВт (13х16 мВт)

Например, непрерывное лазерное излучение мощностью 20 мВт синего цвета (длина волны 0,44 мкм) проникает на глубину до 5 мм, зеленого цвета (длина волны 0,52 мкм) – до 8 мм, а инфракрасный лазер с длиной волны 0,96 мкм – до 15 мм.

При комбинации лазерного излучателя с магнитной насадкой ( $B=30-50$  мТл) глубина проникновения излучения может увеличиваться на 20...30%.

Максимальное проникновение будет у излучения при максимальной мощности импульса. При малой мощности глубина излучения окажется минимальной. Такие же результаты получатся и при малой частоте модуляции. Например, при частоте 80 Гц глубина проникновения минимальна, а при 3000...5000 Гц – максимальна. Непрерывное лазерное излучение проникает на меньшую глубину ткани, чем импульсное.

Глубина проникновения излучения также зависит от свойств кожного покрова, которое может иметь разный коэффициент пропускания. Например, коэффициент пропускания кожи для длины волны 0,63 мкм равен 12%, а при длине волны 0,89 мкм – 41%. Наибольшее поглощение лазерного излучения происходит при прохождении света через кровеносные сосуды и жировую ткань. В костную ткань лазерное ИК-излучение проникает на глубину до 25 мм.

Глубина проникновения излучения мощных полупроводниковых лазеров может достигать 80...100 мм (Римп=3...9 Вт, тимп=10 нс,  $F_{сл}=1...1500$  Гц).

С увеличением расстояния между источником излучения и пациентом полезная мощность излучения падает по экспоненциальному закону.

Наиболее широкое применение в хромотерапии получили излучающие головки с одним источником. Для увеличения площади воздействия используются излучающие головки, содержащие несколько различных источников (от 4 до 16 и более) и создающие однородный поток, который лечит лучше и быстрее. Такие головки называются кластерами. Внешний вид излучающих головок, используемых в хромотерапии, приведен на рис. 17.

Внешний вид некоторых типов промышленных излучающих лазерных головок приведен на рис. 18.

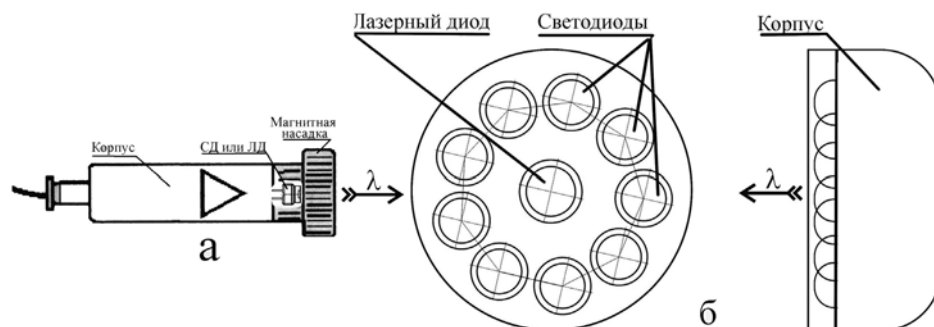


Рис. 17. Внешний вид излучающих головок, используемых в хромотерапии: а – с одним источником; б – с 10-ю источниками



Рис. 18. Внешний вид некоторых типов излучающих головок промышленного изготовления: а и б – с одним источником; б – кластера

Излучающие головки с одним лазерным источником позволяют использовать оптические насадки для введения излучения лазера непосредственно в световой канал без использования специальной оптики. На выходе насадок получается необходимое распределение светового потока, доставляемого в нужное место. Для лазерной терапии выпускается набор инструментов, содержащий следующие индикатрисы: “конус”, “широкий конус”, “конус в бок”, “сфера”, “цилиндр” и др.

В кластерах обычно применяется комбинация сверхярких светодиодов или высоко-люминисцентных диодов с длиной волны 0,47 мкм и лазерных диодов с длиной волны 0,83 мкм. В таблице 4 приведены параметры некоторых типов кластеров.

В хромотерапии используют два наиболее распространенных метода:

- метод непосредственного облучения, когда воздействуют оптическим или ИК-излучением от излучателя или с помощью оптических или зеркальных насадок прямо на патологический очаг;

- метод проекционного чрезкожного (или как принято называть транскутанного) облучения, когда воздействуют излучением на проекцию патологического очага, через кожные покровы организма.

В зависимости от области воздействия и характера патологического процесса плотность потока энергии оптического излучения в хромотерапии колеблется от 0,5 до 100 мВт/см<sup>2</sup>, чаще – от 1 до 10 мВт/см<sup>2</sup>.

При разработке излучающих головок для аппаратов индивидуального применения принимаются меры, исключающие повреждение глаз пациента и врача при выполнении лечебных процедур.

### Магнитотерапия

Магнитотерапия – метод физиотерапии, при котором на организм человека воздействуют постоянным (ПМП) или переменными (ПеМП) низкочастотными магнитными полями, которые являются разновидностью физической материи, осуществляющей связь и взаимодействие между электрически заряженными частицами.

Источниками постоянного магнитного поля (ПМП) являются магнитофоры или магнитоэласты. Они представляют собой магнитоносители, изготовленные из полимерных, минеральных или порошкообразных ферромагнитных наполнителей с магнитной индукцией, равной обычно 10-50 мТл. Выполняются в виде колец, листов, пластин, пленок, бус, браслетов, клипсов и т.д., которые помещаются на тело пациента в районах патологических очагов или БАТ [8].

Источниками переменного магнитного поля (ПеМП) являются индукторы, выполненные в виде соленоидов, плоских многovitковых катушек. Эти индукторы питаются от источников переменного тока, как правило, низкой частоты от 1 до 1000 Гц или от генератора импульсов длительностью от 1 до 15 мс, при частоте следования 10...100 Гц. Иногда частота повторения электромагнитных импульсов выбирается в диапазоне биологически активных частот (8...12 Гц) организма человека.

Магнитная индукция источников переменного поля составляет от 5 до 50 мТл.

При использовании нескольких индукторов, и поочередном их подключении к источнику питания (генератору) создается эффект бегущего магнитного поля.

Глубина проникновения магнитного поля в ткани при воздействии одним индуктором составляет до 3...4 см, при воздействии двумя индукторами, расположенными поперечно, до 7...8 см, что позволяет непосредственно воздействовать им на различные внутренние органы человека. Для усиления интенсивности воздействия индукторы располагают относительно друг друга разными полюсами.

В магнитотерапии используются индукторы (электромагниты) различной конструкции, которые создают поле различной конфигурации (рис. 19).

На каждом из индукторов нанесена метка ("стрелка"), указывающая направление силовых линий между полюсами. При использовании переменного (синусоидального) тока направленность силовых линий магнитного поля все время меняется, поэтому расположение стрелок учитывают при работе с двумя индукторами.

Магнитное поле разных индукторов неоднородно, и по мере удаления от поверхности индуктора оно постепенно убывает, и на расстоянии 10...15 см воздействие магнитного поля ослабевает до уровня фона Земли.

Для создания достаточного мощного магнитного поля при минимальных затратах электроэнергии используют индукторы, совмещающие постоянный магнит и электромагнит. Действие постоянного магнита обеспечивает относительно глубокое проникновение поля внутрь тела, а электромагнита – наличие в результирующем поле переменной составляющей.

Применением нескольких индукторов, переключаемых в определенном порядке, создают эффект бегущего магнитного поля.

При использовании магнитотерапевтического оборудования индуктор (электромагнит) торцом магнитопровода располагают перпендикулярно поверхности обрабатываемого участка тела и мягкими плавными движениями перемещают над "болезненным" местом. При этом нет необходимости оголять участки воздействия, так как магнитное поле проникает и через одежду.

### Литература

7. Бараночников М.Л. Альфа-Тета биорезонатор. - Радиолюбитель, 2006 г., №7, с.14-16; №8, с.19-21; №9, с.20-21. - Размещена на сайте Публичная Библиотека "Электронные книжные полки Вадима Ершова и К", www.publ.lib.ru

8. Рон Лоренс, Пол Дж. Рош, Джудит Плоуден. Магнитотерапия. Альтернативный метод облегчения боли. - М., КРОН-ПРЕСС, 1998. - 234 с.

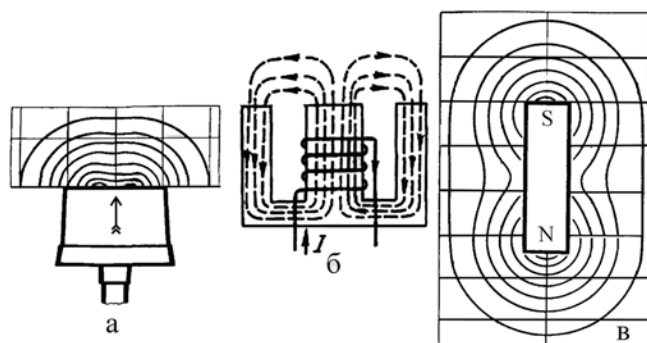


Рис. 19. Магнитное поле в индукторах различной формы (схема):

а, б – цилиндрическое; в – прямоугольное



Продолжение в №1/2010

**Михаил Бараночников**

г. Москва

E-mail: [baranochnikov@mail.ru](mailto:baranochnikov@mail.ru)

## **Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования**



**Продолжение. Начало в №10-12/2009**

### **Рефлексотерапия**

Рефлексотерапия основана на опыте китайских лекарей, которые более 3000 лет используют метод, который на Западе известен под названием “акупунктура”. Первые сообщения об акупунктуре поступили в

Европу в эпоху открытий и колонизаций от Кэмпфера и Тэна Рина (Ten Rhyne). Этот метод основан на контролируемом воздействии на т.н. акупунктурные или биологически активные точки (БАТ).

БАТ представляют собой выделенные области эпидермиса, которые ограничены площадью от 2 до 10 мм<sup>2</sup>, (т.е. занимают около 1% поверхности кожи человека).

Внешне они неотличимы от окружающей кожи. БАТ могут слегка изменять свои размеры, которые зависят от внутренней и внешней температуры, а также общего состояния вегетативной нервной системы (ВНС), и характеризуются повышенной концентрацией капилляров и нервных окончаний, мелких лимфатических протоков, и целым рядом необычных физических и физиологических свойств. Для БАТ характерно повышенное выделение углекислого газа, повышенная температура (~ на 0,2°C) и пониженное сопротивление (порядка 100 кОм в норме). Физиологическая особенность БАТ состоит в том, что через соответствующие участки спинного мозга каждая точка однозначно связана с частью или функцией определенного органа.

Всего на теле человека, по различным сведениям, насчитывается от 500 до 850 биологически активных точек. Каждому органу могут соответствовать от 10 до 30 точек.

В классической акупунктуре укол производится золотой или серебряной иглой в точно определенную точку на коже. Таким образом оказывается возбуждающее или успокаивающее влияние на органы, связанные с этой точкой.

В большинстве случаев для проведения диагностики и лечения используется ограниченное число точек, локализованных, главным образом, на пальцах рук и ног.

Кроме того, определенный практический интерес представляет наше ухо. По различным сведениям, на ушной раковине и на поверхности уха имеется около 150 биологически активных точек, воздействия на которые позволяют активизировать работу всех без исключения органов тела. Такие точки называют **аурикулярными**, а метод лечения – **аурикулотерапией**.

Аурикулярные точки, по современным представлениям, имеют площадь около 2 мм<sup>2</sup>. У здорового человека эти точки находятся в “дремлющем” (латентном) состоянии и проявляются (становятся болезненными) только при наличии патологического процесса в организме. Всего на ушной раковине описано около 200 точек, наиболее часто используется примерно 50.

Определение места расположения БАТ наиболее часто производится по перепаду электрического сопротивления кожного покрова человека, для чего используется пара электродов. Отрицательный (пассивный) электрод через влажную марлевую прокладку подсоединяется (прикрепляется) к внутренней поверхности лучезапястного сустава, голени, мочки уха и т.п.

Положительным (активным) электродом производится поиск БАТ в топографическом месте возможного ее расположения. В месте нахождения БАТ сопротивление кожного покрова резко снижается (примерно до 100 кОм). Найденную точку отмечают на коже, например, фломастером.

Для невладеющих практическими навыками нахождения точек, даже имея под рукой топографический атлас БАТ на коже человека, является трудным вопросом, т.к.

приходится в каждом конкретном случае пользоваться индивидуальными пропорциями конкретного пациента. Приборное определение местонахождения БАТ также требует хотя бы начальных знаний топографии БАТ, в противном случае терапевтический эффект может быть сомнительным [9, 10, 11].

В современной рефлексотерапии терапевтическое воздействие на организм производится путем контактного и бесконтактного воздействия на БАТ иглами, электрическими и магнитными импульсами, СВЧ, КВЧ излучением, оптическим излучением различных диапазонов – от ультрафиолета до ИК, ультразвуком и т.д.

Кроме того, эти устройства комбинируются между собой и носят различные названия – электротерапия, СВЧ-терапия, КВЧ-терапия, чрезкожная стимуляция, лазеропунктура и т.п.

### Лазеропунктура

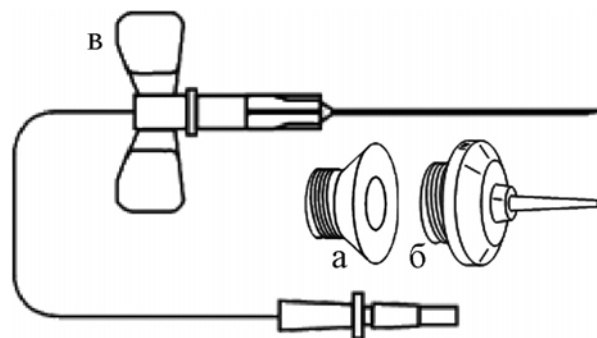
Лазеропунктура – метод пунктурной физиотерапии, заключающийся в воздействии на точки акупунктуры (БАТ) низкоэнергетическим лазерным излучением. Метод называют также лазерной рефлексотерапией и пунктурной лазеротерапией.

Лазеропунктура может осуществляться как в непрерывном, так и в импульсном режимах генерации излучения. При выборе частоты следует учитывать, что низкая частота (1-10 Гц) оказывает преимущественно тонизирующий эффект, а более высокие частоты (20-100 Гц) – седативный.

Выделяют два основных способа лазерной рефлексотерапии:

- лазеропунктура – воздействие лазерным излучением на точки акупунктуры без нарушения целостности кожных покровов;
- лазероакупунктура – глубокая лазерная стимуляция акупунктурных точек через полую иглу, в которую вводится световод, проводящий лазерное излучение.

Для выполнения процедур лазерной терапии используют те же лазерные головки, что и для лазерной терапии, для чего используют специальные насадки. Внешний вид некоторых типов насадок для лазерной рефлексотерапии приведен на **рис. 20**.



**Рис. 20.** Внешний вид насадок для лазерной рефлексотерапии:

а – зеркальная насадка; б – акупунктурная насадка; в – одноразовый световод с иглой КИВЛ-01

Одноразовый стерильный световод КИВЛ-01 (рис. 18) представляет собой отрезок полимерного волокна, один конец которого вклеен в пластмассовый цилиндр, обеспечивающий автоустойчивку световода, а второй конец вставлен в иглу для внутривенных инъекций. Такое устройство позволяет максимально быстро и эффективно проводить процедуру внутривенного лазерного облучения крови.

Параметры воздействия весьма существенно зависят от локализации облучаемых точек. Плотность потока излучения составляет порядка 5 мВт/см<sup>2</sup> (максимально 20 мВт/см<sup>2</sup>) на одну корпоральную точку и 2 мВт/см<sup>2</sup> (максимально 10 мВт/см<sup>2</sup>) на аурикулярную точку. Суммарная плотность энергии при пунктурной лазеротерапии не должна превышать 2 Дж/см<sup>2</sup>.

Метод лазеропунктуры хорошо сочетается с медикаментозным лечением и воздействием другими физическими факторами.

### Фонопунктура

При выполнении процедур фонопунктуры используются электромеханические и пьезоэлектрические излучатели (виброфоны) площадью 0,5-1,0 см<sup>2</sup>, работающие в звуковом диапазоне 20-20 000 Гц или ультразвуковые излучатели с рабочей частотой до 880-1000 кГц.

Процедуры проводятся с соблюдением общепринятых правил ультразвуковой рефлексотерапии.

### Биорезонансная терапия

Биорезонансная терапия (БРТ) – самая модная и самая дискуссионная область нетрадиционной медицины. На эту тему написаны десятки работ и проспектов, рекламирующих работу аппаратов БРТ. Однако официального заключения АМН РФ и Минздрава России об эффективности БРТ в доступных источниках информации мне обнаружить не удалось.

Суть биорезонансной терапии, по мнению создателей, в общем виде объясняется следующим образом.

*“Каждому человеческому органу и его системам соответствуют свои резонансные частоты колебаний. У каждого здорового человека любой орган, будь то мозг, сердце, печень, селезенка, желудок и т.д. пульсирует с одинаковой, заранее известной частотой. Любая болезнь или недомогание приводит к сбоям этой частоты. Частоты у разных людей одних и тех же органов различаются в пределах “третьего знака после запятой”.*

По сведениям из различных источников, для человеческого организма характерны флуктуации электромагнитных полей в пределах от 0,01 Гц до 500 кГц и от 10<sup>6</sup> до 10<sup>15</sup> Гц. Например, только в миллиметровом диапазоне длин волн от 5,5 до 7,5 мм было обнаружено более 400 “резонансных” частот. Различные “резонансные” частоты различным образом воздействуют на организм.

*“Основная идея применения резонанса в медицине заключается в том, что при правильном подборе*

*частоты и формы лечебного (электромагнитного) воздействия можно усиливать нормальные (физиологические) и ослаблять патологические колебания в организме человека.*

*Если коротко, то аппарат БРТ принимает импульсы, индуцируемые человеком – анализирует их, исправляет и возвращает (“здоровенькими”) в организм. При этом взаимодействие с организмом может осуществляться как контактно (при помощи электродов), так и бесконтактно – при помощи индуктивной связи.*

*Создатели и пропагандисты БРТ утверждают, что с помощью биорезонансной терапии можно излечить почти 500 заболеваний, а эффективность этого метода достигает 80-85%.*

*Биорезонансная терапия, прежде всего, пара-медицинский метод лечения, в который необходимо верить с тем, чтобы он проявил свое воздействие!”* [12, 13].

В практическом плане биорезонансная терапия часто сводится к воздействию на организм маломощного импульсного излучения определенного набора фиксированных частот, свипируемых, например, генераторами НЧ с шагом 0,1-1 Гц до частот 5000 Гц.

### Некоторые полезные сведения

При рассмотрении радиолюбителями возможности самостоятельной реализации аппаратов, использующих принципы БРТ и т.н. “информационного лечения”, целесообразно иметь в виду следующие сведения.

Индукция биоманнитного поля человека составляет от 10<sup>-14</sup> до 10<sup>-10</sup> Тл. Биоманнитные сигналы очень слабы, и их измерение представляет собой непростую физическую задачу, а установок для их измерения – единицы в мире.

При воздействии на руку пациента пороговая интенсивность ПМП, создаваемая постоянным магнитом, для сенсорных реакций составляет 0,1-1,0 мТл и возрастает до 5-20 мТл для других частей тела.

Напряженность магнитного поля на поверхности Земли составляет порядка 15 А/м (18 мкТл или 1,8\*10<sup>-5</sup> Тл), а на полюсах она равна 24-40 А/м (30-50 мкТл или 3-5\*10<sup>-5</sup> Тл).

Напряженность электрического поля Земли (точнее, системы Земля-ионосфера) составляет примерно 90-100 В/м и увеличивается во время грозы в десятки раз.

Интервал напряженностей внешнего НЧ-поля, создаваемого некоторыми медицинскими приборами индивидуального применения, составляет от 1 до 30 В/м (4\*10<sup>-9</sup> - 1\*10<sup>-7</sup> Тл). При напряженности внешнего (создаваемого прибором) поля 3 В/м расчетное значение поля, индуцированного внутри организма, составляет от 10<sup>-8</sup> до 10<sup>-7</sup> В/м.

Выходная мощность ВЧ-широкополосных (от 100 кГц до 1 ГГц) излучателей медицинских приборов индивидуального применения составляет порядка 106 мВт/м<sup>2</sup>. Импульсная мощность излучения прибора примерно 10-12 Дж.

### Заблуждения и рекламные трюки

При оценке необходимости воспроизведения радиолюбителями промышленных аналогов индивидуальных медицинских электронных приборов необходимо критически отнестись к некоторым утверждениям и рекламным трюкам, воспроизводимых в паспортах и технических описаниях подобных приборов.

Утверждение первое. “Прибор ... обладает высокой (более 80%) эффективностью при лечении следующих заболеваний...”. Далее, как правило, следует длинный перечень заболеваний, достигающий 200 и более.

В порядке подготовки данного материала автору пришлось ознакомиться почти с полусотней “официальных” заключений и отзывов о работе различных “домашних” медицинских приборов. Практически все они составлены по свободной форме и не ссылаются на действующие в РФ нормативные документы (ГОСТы, ОСТы и пр.). Официальных и убедительных доказательств клинической эффективности, как правило, не приводится. Нет и убедительных заключений Минздрава РФ.

Разработчиков и производителей медицинских приборов можно понять. Испытания, проводимые в соответствии с действующими нормативными документами, достаточно трудоемки и дороги. Затраты на их проведение могут составлять до половины средств, затраченных на разработку, а главное, они могут быть недостаточно объективными.

Утверждение о высокой эффективности лечения сотен заболеваний кажется мне весьма сомнительным, т.к. заболевания отличаются различной этиологией, имеют разную симптоматику, затрагивают различные органы, требуют различных, зачастую индивидуальных подходов к их лечению, и вряд ли могут излечиваться одним прибором.

Простая логика подсказывает, что если бы это было так просто, то проблемы российского здравоохранения решались бы постройкой пары заводов, производящих подобного рода приборы, с присуждением создателям Нобелевской премии.

Следует иметь в виду, что определенная часть рекламируемых приборов индивидуального применения обладает чисто психологическим “лечебным” эффектом.

Утверждение второе. Воздействие физических факторов индивидуальных медицинских приборов на внутренние органы человека, расположенные на глубине до 10 см и более.

Такое утверждение не является очевидным. Полезная (доставляемая к органу) мощность любого источника излучения не только уменьшается экспоненциально с увеличением расстояния, но и поглощается человеческим телом (кровь, кожа, кости и т.д.), и на такой глубине практически не остается “мощности” для какого-либо лечебного эффекта. При этом следует учитывать, что полезная мощность приборов индивидуального пользования, как правило, **минимальна**.

Утверждение третье. Гарантируемая возможность использования **приборов** для коллективного и дистанционного лечения, при расстояниях до 1,5-2 м и более от прибора до пациента.

Такое утверждение также не выдерживает критики, т.к. подавляющее большинство индивидуальных приборов являются маломощными источниками излучения, функционирующими в условиях существующего электросмога. На расстояниях 1,5-2 м пациенту достаются “крохи”, которые практически неотделимы от фонового излучения.

Утверждение четвертое. Рекламируемые приборы работают в режиме автоматической обратной связи между прибором и пациентом. При этом предлагается связь как индуктивная, так и проводная. Такое утверждение также представляется мне весьма сомнительным.

Обратная связь путем использования биополя человека. Речь идет о регистрации и взаимодействии столь малых сигналов, которые возможны только при использовании специального высокочувствительного измерительного оборудования, установленного в экранированном помещении.

Обратная связь по проводам между аппаратом и пациентом, в принципе, возможна.

Наиболее реальной является обратная связь по изменению импеданса кожного покрова человека как реакции органа на физическое воздействие.

Но использование этого явления также сомнительно, т.к. сопротивление кожного покрова зависит от множества индивидуальных и внешних факторов (например, уровня напряжения и тока, температуры тела и окружающей среды и т.п.). Такая связь, как правило, сводится к выравниванию импедансов как обратной реакции организма...

Однако выравнивание импеданса вряд ли может служить аналогом истинной биологической обратной связи. Это связь скорее физическая и временная, основанная на электрических явлениях, связанных с омическим и емкостным сопротивлениями кожи.

Утверждение пятое. Выпускаемая продукция обладает свойствами переноса информационных свойств гомеопатических препаратов на различные виды носителей (вода, вводно-спиртовой раствор, сахарная крупка и др.).

Такое утверждение граничит с “заряданием воды” по телевизору известными “учеными” типа Алана Чумака.

Утверждение шестое. Рекламируемые аппараты настолько эффективны, что полностью отменяют прием лекарственных препаратов и назначенное оперативное вмешательство. Такое утверждение не только неверно, оно очень опасно, т.к. может привести к плачевным последствиям.

Физиотерапия используется как вспомогательное средство, комплексно вместе с лекарственными и иными средствами лечения. При соблюдении главного принципа “Не навреди!”.

## Выносные устройства

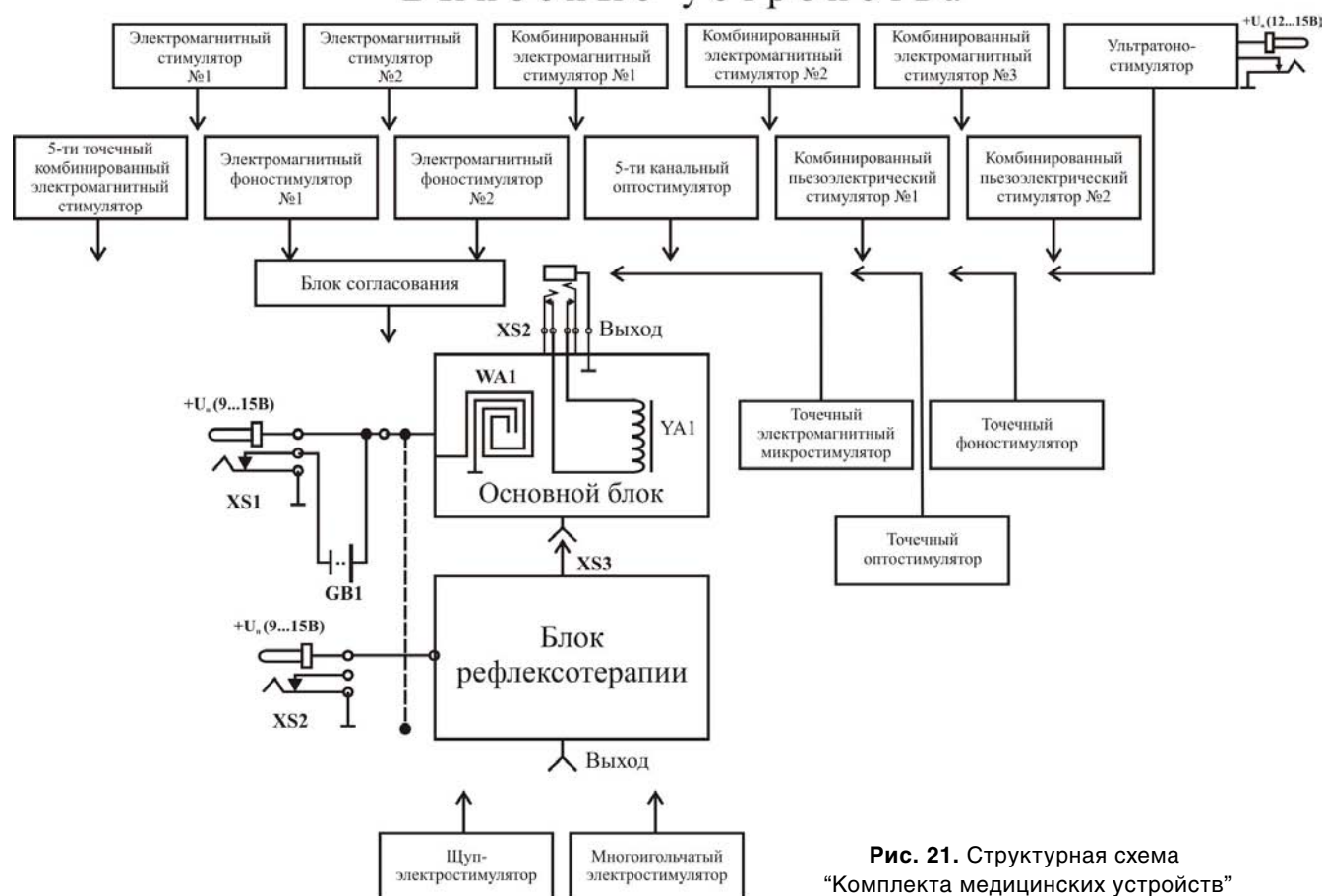


Рис. 21. Структурная схема "Комплекта медицинских устройств"

### ОПИСАНИЕ КОНСТРУКЦИИ "КОМПЛЕКТА МЕДИЦИНСКИХ УСТРОЙСТВ"

Основной целью автора данной статьи являлась "разработка" и опытная реализация "Комплекта медицинских устройств", позволяющих оценить "на себе" отдельные методы лечения, приводимые в описаниях некоторых электронных приборов индивидуального применения, при соблюдении принципа "Не навреди!".

Структурная схема "Комплекта медицинских устройств" приведена на рис. 21.

"Комплект медицинских устройств" состоит из двух электронных блоков: основного блока и блока рефлексотерапии, а также нескольких выносных устройств, предназначенных для непосредственного воздействия на организм пациента.

**Основной блок** предназначен для формирования сигналов управления выносных устройств и блока рефлексотерапии. Основной блок питается от аккумуляторной батареи с напряжением 9 В или от сетевого адаптера с напряжением 9-15 В, рассчитанным на ток нагрузки не менее 0,5 А.

**Блок рефлексотерапии** предназначен для выполнения рефлексотерапевтических процедур и может работать как с управлением от основного блока, так и автономно, с использованием выносных устройств. Блок рефлексотерапии питается от основного блока или от сетевого адаптера с напряжением 9-16 В, рассчитанным на ток нагрузки не менее 0,5 А.

Для проверки работоспособности и наладки разработанного комплекта были изготовлены несколько дополнительных устройств, описание которых приводится ниже.

### Литература

- Гекер Г., Стивлинг А., Пьюкер Э., Кастнер Дж., Либхен К. Иллюстрированный атлас акупунктуры. Биологические активные точки тела, ушей, триггерные зоны (пер. с англ.) - ООО "Издательство АСТ". 2008 г. - 244 с.
- Васичкин В.И. Методы китайской акупунктуры. - М.: ООО "Издательство АСТ". 2001. - 375 с.
- Портнов Ф.Г. Электростимуляционная рефлексотерапия. 3-е изд. - Рига. Зинатне. 1987. 352 с.
- Классическая биорезонансная терапия по Ф. Мореллю и Э. Раше. Теория и практика. Сб. статей. - [www.medknigi/narod.ru/BRT.html](http://www.medknigi/narod.ru/BRT.html)
- Готовский М.Ю., Перов Ю.Ф., Чернецова Л.В. Биорезонансная терапия. - М.: ИМЕДИС, 2008. - 176 с.



Продолжение в №2/2010

# Радиолюбителю о медицинских приборах индивидуального пользования

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru



Продолжение. Начало  
в №№10-12/2009,1/2010

## Приборы для проверки работоспособности и наладки

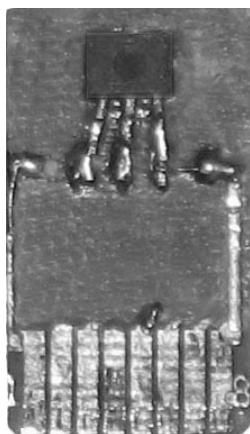
Для проверки работоспособности и налаживания блоков и узлов, входящих в "Комплект медицинских устройств", были изготовлены три нестандартных устройства: индикатор магнитного поля, индикатор акустического сигнала и освещенности, тестовый модуль.

## Индикатор магнитного поля

Индикатор магнитного поля предназначен для оценки уровня и сигнатуры магнитного и электромагнитного полей, создаваемых стимуляторами, входящими в данный комплект.

Принципиальная электрическая схема индикатора магнитного поля приведена на **рис. 22**.

Схема, приведенная на **рис. 22**, достаточно проста и не требует особых пояснений. Преобразователем магнитного поля служит магниточувствительная интегральная схема (DA1), в качестве которой использована ИС типа SS495A фирмы Honeywell или аналогичная [14].



**Рис. 23.** Внешний вид микроплаты преобразователя магнитного поля

Основные параметры микросхемы SS495A приведены в **таблице 5**.

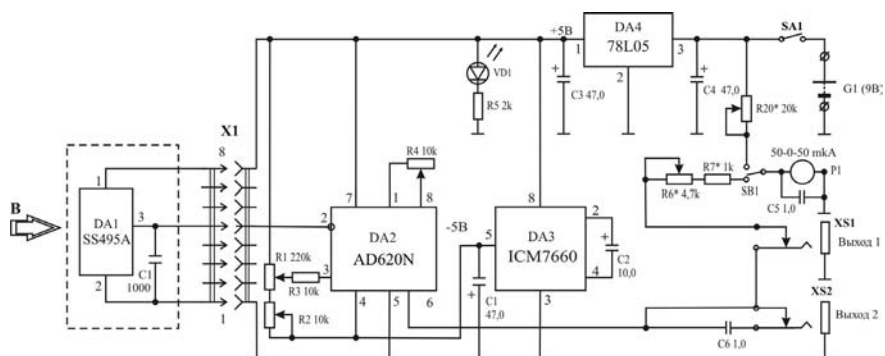
Микросхема SS495A размещалась на микроплате из фольгированного стеклотекстолита толщиной 0,18 мм. На микроплате сформированы контакты для подключения к разъему X1 (типа FB-10R). Габаритные размеры микроплаты 11x21x1,6 мм. Внешний вид микроплаты преобразователя магнитного поля приведен на **рис. 23**.

Схема (**рис. 22**) функционирует следующим образом. Сигнал с выхода микросхемы DA1 поступает на вход усилителя DA2, в качестве которого используется ИС инструментального усилителя типа AD620 фирмы Analog Devise. (Вместо

AD620 возможно использовать ИС операционного усилителя.)

К выходу усилителя DA2 подключен измерительный прибор P1, в качестве которого использован стрелочный индикатор типа M4761.2-M1, чувствительностью 50-0-50 мкА (или 0-100 мкА), с сопротивлением рамки 980 Ом. При помощи резисторов R4 и R6 устанавливаются пределы измерения микроамперметра P1.

Чувствительность индикатора МП определяется коэффициентом усиления микросхемы DA1 и устанавливается при помощи многооборотного подстроечного резистора R4. Для микросхемы типа AD620 коэффициент усиления определяется, как  $K_{ус} = 47k/R4$  [15].



**Рис. 22.** Принципиальная электрическая схема индикатора магнитного поля

**Таблица 5.** Основные параметры магниточувствительной ИС типа SS495A

Наименование параметра, единица измерения	Диапазон значений
Напряжение питания, В	4,5...10,5
Ток потребления, мА	7,0...8,7
Выходной ток, мА, не более	1,5
Чувствительность по напряжению, мВ/мТл	25...31
Рабочая полоса частот преобразования, Гц	0...25000 ( $U_n = 10$ В)
Нелинейность характеристики преобразования, %	- (1,0...1,5)
Динамический диапазон, мТл	$\pm 67$
Выходное напряжение при $B=0$ , В	$2,5 \pm 0,1$
Температурный коэффициент чувствительности, %/°C	от -0,01 до +0,05
Температурный дрейф нуля, %/°C	$\pm (0,04...0,07)$
Диапазон рабочих температур, °C	-40...+150
Габаритные размеры, мм <sup>3</sup>	4,06 x 3,0 x 1,6



При возможном повторении конструкции прибора желательно ось резистора R4 вынести наружу корпуса.

Подстроечные резисторы R1 и R2 служат для балансировки прибора. При помощи указанных резисторов условный "0" может быть установлен как в начале шкалы прибора P1, так и в середине.

Микросхема DA3 (78L05) является стабилизатором напряжения питания. Микросхема DA4 (ICM7660) выполняет роль инвертора источника питания.

В качестве выключателя питания SA1 используется сдвиговый переключатель типа ПД-9.1. Индикатором включения питания служит бескорпусной светодиод VD1.

Батарея (G1) типа "Крона" с напряжением 9 В является источником питания индикатора МП. Кнопка SB1, в качестве которой использован микропереключатель типа МП-7, служит для контроля напряжения питания.

Выходные разъемы XS1 и XS2 (типа JR2315, диаметр 3,5 мм)

предназначены для подключения прибора к внешней цепи. К выходу 1 (XS1) может быть подключен цифровой мультиметр, а к выходу 2 (XS2) – осциллограф.

Все элементы измерителя магнитного поля размещены на печатной плате типа "слепыш", толщиной 1,5 мм. Монтаж выполнен навесным способом. Габаритные размеры платы: 34x51 мм.

Плата с элементами, измерительный прибор P1 и батарея питания размещаются в прозрачном пластмассовом корпусе от будильника китайского производства. Устройство и внешний вид индикатора магнитного поля приведены на рис. 24.

Для проверки работоспособности и предварительной наладки индикатора МП используется тестовый модуль, описание которого приводится ниже. Процесс наладки индикатора сводится к калибровке прибора при помощи стандартного тесламетра (например, типа ЭМЦ2-21).

Ориентировочная чувствительность индикатора составляет

порядка 1...2 мТл на всю шкалу прибора P1.

Ток потребления прибора при напряжении питания 9В составляет, не более 20 мА.

Габаритные размеры индикатора магнитного поля, не более 65x65x42 мм. Масса, не более 130 г.

### Индикатор акустического сигнала и освещенности

Для проверки работоспособности акустических и оптических стимуляторов был использован индикатор, принципиальная схема которого приведена на рис. 25.

Принципиальная схема (рис. 25) практически аналогична схеме индикатора магнитного поля (см. рис. 22). В данном случае в качестве источников сигнала используются микрофон (BM1) или фотодиод (VD1), подключаемые к входу усилителя DA1. Подключение микрофона или фотодиода к входу усилителя (DA1) осуществляется при помощи переключателя SA1. В качестве переключателя SA1 используется тумблер типа SMTS-202 (или PST-22A).

В качестве приемника звукового сигнала используется электретный микрофон типа ECM-60, а в качестве приемника оптического сигнала используется кремниевый фотодиод типа ФД-К-155 или аналогичный [16].

Выбор типа микрофона имеет большое значение. Желательно, чтобы его частотная характеристика простиралась до 30 кГц и более. Вместо микрофона можно использовать широкополосный пьезоэлектрический преобразователь, например AK076.

Чувствительность данного индикатора определяется коэффициентом усиления микросхемы DA1 и устанавливается при помощи многооборотного подстроечного резистора R3. Для микросхемы типа AD620 коэффициент усиления определяется, как  $K_{ус} = 47k/R3$ .

При возможном повторении конструкции индикатора желательно ось резистора R3 вывести наружу корпуса.

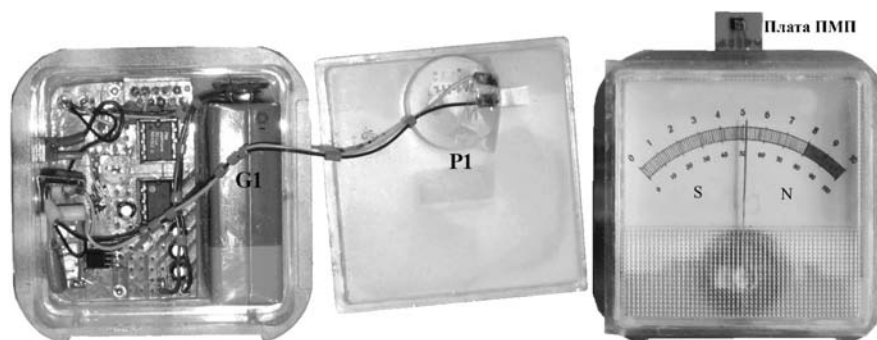


Рис. 24. Устройство и внешний вид индикатора магнитного поля

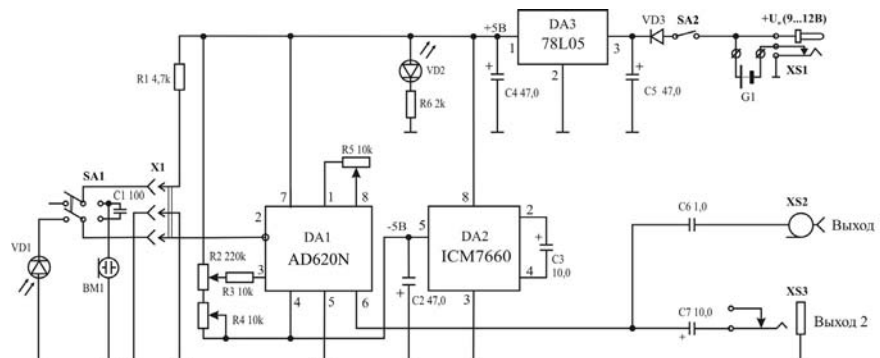


Рис. 25. Принципиальная электрическая схема индикатора акустического сигнала и освещенности

Источником питания индикатора служит батарея (G1) типа “Крона” с напряжением 9 В. Разъем XS1 (типа DJK03A, диаметр 3 мм) служит для подключения к внешнему источнику питания. VD4 (диод Шоттки типа 1N5817) служит для защиты прибора от ошибочного подключения к источнику обратной полярности. Светодиод VD3 диаметром 3 мм красного цвета, служит индикатором включения прибора.

Регистрация уровня выходного сигнала осуществляется при помощи внешних измерительных приборов, которые подключаются к разъемам XS2 (типа CP-50) или XS3 (типа R2315, диаметр 3,5 мм).

Элементы схемы размещены на печатной плате типа “слепыш” с габаритными размерами 23х69х1,5 мм. Монтаж выполнен навесным способом. Вид индикатора со стороны платы приведен на **рис. 26**.

Для устранения влияния внешних засветок при выполнении измерений используется тубус, который может быть изготовлен из любого непрозрачного материала (пластмасса, картон, металл). Внешний вид тубуса приведен на **рис. 26б**.

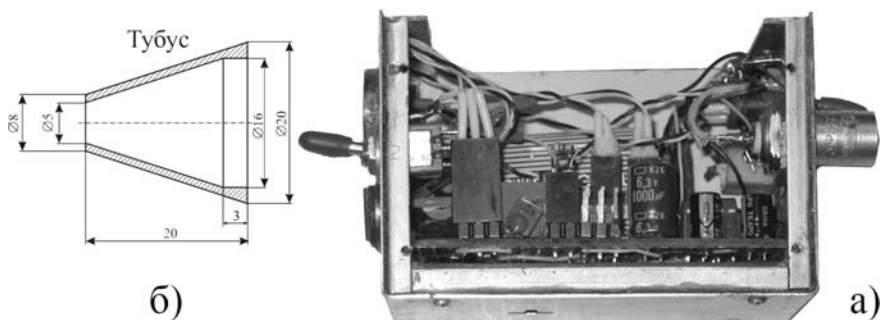
Печатная плата с элементами и остальные детали размещены в прямоугольном корпусе из стали, толщиной 0,3 мм. На торцевых сторонах корпуса размещены: на одной – фотодиод, микрофон и переключатель SA1; на другой – выходные разъемы, разъем XS1 и выключатель питания SA2. В качестве выключателя питания (SA2) использован сдвиговой переключатель типа ПД-9.1. Внешний вид индикатора акустического сигнала и освещенности приведен на **рис. 27**.

Ток потребления индикатора от источника с напряжением 9 В, не более 25 мА.

Габаритные размеры индикатора, не более 42х50х96 мм. Масса, не более 180 г.

### Тестовый модуль

Тестовый модуль представляет собой маломощный источник: постоянного магнитного поля, электромагнитного поля, акустического сигнала и оптического излучения.



**Рис. 26.** Вид индикатора со стороны платы (а) и б - тубус



**Рис. 27.** Внешний вид индикатора акустического сигнала и освещенности

Тестовый модуль служит для проверки работоспособности индикаторов магнитного поля, акустического сигнала и освещенности. Принципиальная электрическая схема тестового модуля приведена на **рис. 28**.

В качестве основного элемента тестового модуля использован сигнальный модуль от будильника китайского производства с некоторыми доработками.

Схема (**рис. 28**) содержит сигнальный модуль (DD1), кнопочный выключатель SB1 и батареи питания (G1 и G2), которые установлены на плату из стеклотекстолита. Там же установлен светодиод VD1, подключенный параллельно излучателю BA1.

В модуле используется магнитоэлектрический излучатель (BA1) с габаритными размерами Ø12х9 мм, с сопротивлением катушки 18 Ом. Уровень звукового давления, порядка 50 дБ. Индукция постоянно-го магнитного поля на поверхности

излучателя (BA1) составляет, порядка 2...2,1 мТл, индукция электромагнитного поля – 0,1...0,2 мТл.

В качестве источника оптического излучения (VD1) использован светодиод диаметром 3 мм красного цвета ( $\lambda = 0,62...0,65$  мкм). Яркость светодиода (VD1) порядка 0,5...1 мКд.

Более точное измерение параметров (BA1 и VD1) требует использования специальной аппаратуры, которой не оказалось в распоряжении автора.

В качестве источника питания тестового модуля использованы два элемента типа AG12 (1,5 В), включенные параллельно. Кнопка SB1 (типа PS580N без фиксации) служит для включения модуля.

Принцип работы тестового модуля. При нажатии на кнопку SB1 излучатель (BA1) издает прерывистый модулированный акустический сигнал, который сопровождается электромагнитным излучением. Одновременно, в такт излучателю



DD1- сигнальный модуль будильника

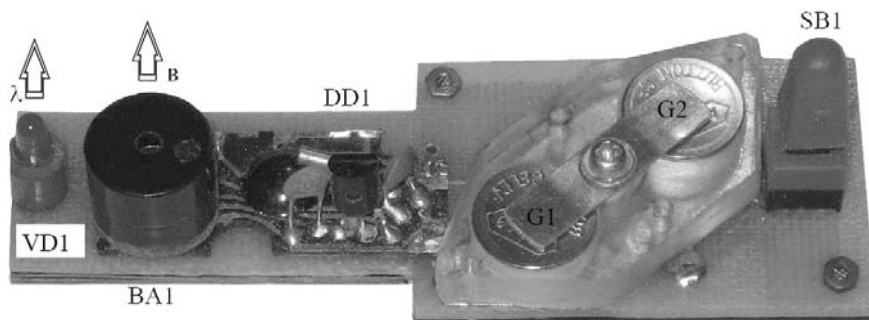
**Рис. 28.** Принципиальная электрическая схема тестового модуля

ВА1, происходит зажигание светодиода VD1, т.е. происходит излучение оптического сигнала.

Средний ток потребления тестового модуля, не более 6 мА.

Габаритные размеры модуля, не более 28x80x26 мм. Масса, не более 20 г.

Внешний вид тестового модуля приведен на **рис. 29**.



**Рис. 29.** Внешний вид тестового модуля

#### Литература

14. Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620. Проспект фирмы Analog Devices, Inc., 2004.
15. Бараночников М.Л. Микромагнитоэлектроника. Том 2. Лазерный диск. ДМК Пресс, г. Москва, 2002 г. (Размещен на сайте на сайте Публичная Библиотека "Электронные книжные полки Вадима Ершова и К°", [www.publ.lib.ru](http://www.publ.lib.ru))
16. Аксененко М.Д., Бараночников М.Л. Приемники оптического излучения. Справочник. - М. "Радио и связь". 1987. - 296 с. Размещена на сайте Публичная Библиотека (Электронные книжные полки Вадима Ершова и К°), [www.publ.lib.ru](http://www.publ.lib.ru).



Продолжение в №3/2010

# Радиолюбителю о медицинских приборах индивидуального пользования

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru

**Продолжение. Начало**  
в №№10-12/2009, 1-2/2010

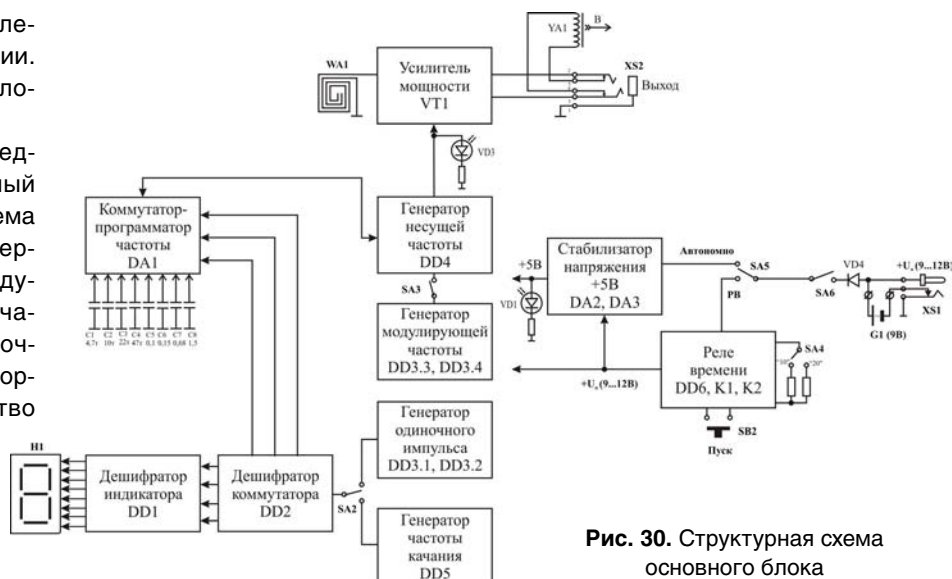
## Основной блок

Основной блок формирует сигналы управления выносными элементами и блока рефлексотерапии. Структурная схема основного блока приведена на **рис. 30**.

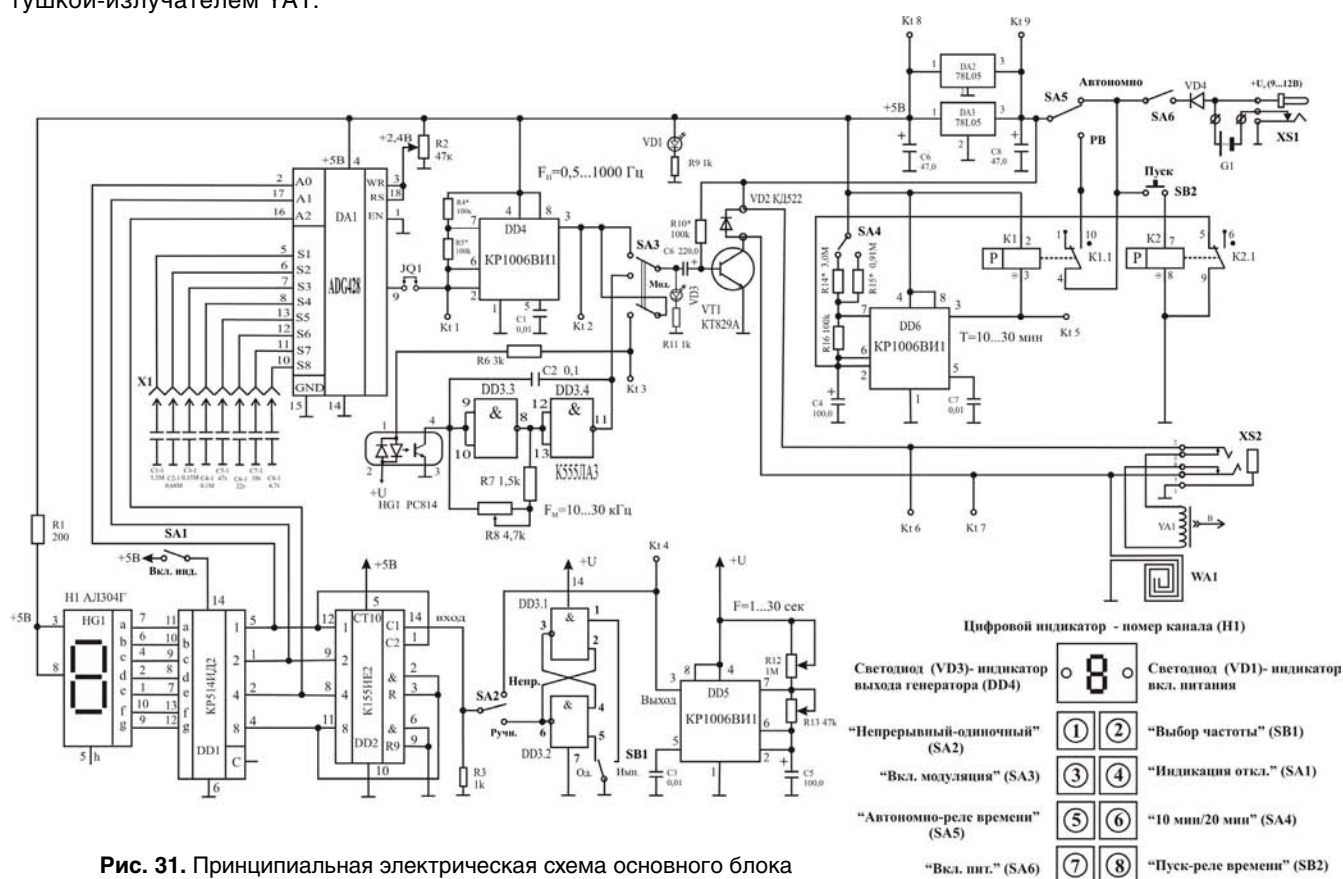
Основной блок, по сути, представляет собой программируемый свип-генератор. Структурная схема основного блока (**рис. 30**) содержит: генераторы несущей и модулирующей частоты, генератор частоты качания и генератор одиночного импульса, а также коммутатор-программатор частот, устройство индикации номера частотного канала, состоящее из дешифратора и цифрового индикатора, усилитель мощности с подключенной на его выходе катушкой-излучателем УА1.

Кроме того, структурная схема содержит стабилизатор напряжения питания с выходным напряжением 5 В и реле времени, позволя-

ющее программировать время работы основного блока. Гнездо XS1 служит для подключения внешнего источника питания.



**Рис. 30.** Структурная схема основного блока



**Рис. 31.** Принципиальная электрическая схема основного блока

Диод Шоттки VD1 служит для защиты блока от ошибочного подключения его к источнику питания противоположной полярности. Гнездо XS2 служит для подключения выносных элементов.

Принципиальная электрическая схема основного блока приведена на **рис. 31**.

Схема, приведенная на **рис. 31**, включает в себя четыре генератора прямоугольных импульсов: генераторы несущей и модулирующей частоты, генератор частоты качания и генератор одиночного импульса. Три первых генератора реализованы на ИС таймера типа KP1006BI1, включенного по типовой схеме [17].

#### Генератор несущей частоты

Генератор несущей частоты выполнен на микросхеме DD4 (KP1006BI1), который в сочетании с микросхемами DA1 и DA5 представляет собой программируемый свип-генератор.

Диапазоны несущих частот устанавливаются при помощи конденсаторов (C1-1...C8-1) и многооборотных подстроечных резисторов R4 и R5. Конденсаторы (C1-1...C8-1) подключаются к выводу 2 микросхемы DD4 при помощи коммутатора DA1. При выборе типа микросхемы DA1 предпочтение было отдано ИС аналогового коммутатора типа ADG428BN (фирмы Analog Devise.), т.к. он питается от однополярного источника [18].

В данном варианте конструкции диапазоны частот определены следующим образом (**таблица 6**).

Емкость конденсаторов (C1-1...C8-1) подбирается строго индивидуально при настройке генератора DD4.

Конденсаторы (C1-1...C8-1) установлены на дискретной печатной

микроплате, со штырьками с шагом размещения 2,54 мм. Плата подключается при помощи нестандартного 10-ти контактного разъема (X1), установленного на общей плате, который выполнен на основе SIP-линеек с шагом 2,54 мм). Внешний вид платы конденсаторов (C1-1...C8-1) приведен на **рис. 32**.

При возможном повторении конструкции основного блока желательно вынести разъем X1 на внешнюю сторону корпуса прибора и подготовить несколько вариантов платы конденсаторов (см. **рис. 32**), что позволит значительно расширить сферу применения прибора. Конденсаторы (C1-1...C8-1) в данном случае могут легко заменяться для формирования иных частотных диапазонов.

#### Генератор частоты качания

Генератор частоты качания выполнен на микросхеме DD5 (KP1006BI1) и осуществляет управление коммутатором DA1 при положении “непр” переключателя SA2. Управляющий сигнал с выхода (выв.3) микросхемы DD5, через переключатель SA2 и счетчик DD2 (K155IE2) подается на вход коммутатора DA1 (выв. 2,16,17). При помощи дешифратора DD1 (KP514ID2) и индикатора H1 (АЛ324Б1) осуществляется индикация условного номера частотного диапазона.

Частота качания ( $t$ ) определяется величиной резисторов R12, R13 и конденсатора C5, и может находиться в пределах от 5 до 30 с. Таким

образом, длительность одного цикла ( $T$ ) может составлять от 40 до 240 с.

При положении “Непр.” переключателя SA2 один цикл выглядит следующим образом (**рис. 33**). Такая последовательность выбрана произвольно и может быть изменена при возможном повторении конструкции.

*При возможном повторении конструкции прибора желательно предусмотреть плавное увеличение частоты в пределах каждого дискретного диапазона.*

#### Генератор одиночного импульса

Генератор одиночного импульса в положении “Ручн.” переключателя SA2 осуществляет ручное переключение частотных диапазонов. Схема генератора реализована на микросхеме DD3.1-DD3.2 (K555ЛА3) и не нуждается в особом разъяснении. Управление коммутатором осуществляется при помощи кнопочного переключателя SB1.

#### Генератор модулирующей частоты

Генератор модулирующей частоты реализован на микросхеме DD.3.3-DD.3.4 (K555ЛА3). Частота генератора определяется величиной подстроечного резистора R8 и конденсатора C2, и устанавливается в пределах от 10 до 20 кГц.

Модуляция несущей частоты осуществляется при нижнем положении

Таблица 6. Диапазоны частот

Наименование параметра	Условный номер частотного диапазона							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Частота, Гц	0,5	5	10	20	50	100	500	1000
Обозначение конденсатора	C1-1	C1-2	C1-3	C1-4	C1-5	C1-6	C1-7	C1-8
Емкость конденсатора	1,5М	0,68М	0,15М	0,1М	47т	22т	10т	4,7т

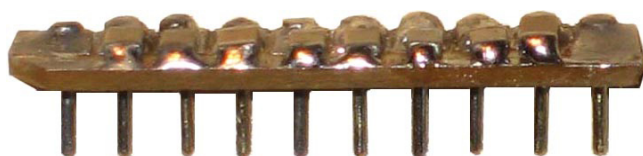


Рис. 32. Внешний вид платы конденсаторов (C1-1...C8-1)



Рис. 33. Эюра одного цикла



переключателя SA3 путем подачи сигнала на выв. 9, 10 микросхемы DD3.3 с выв. 3 микросхемы DD4, через оптрон HG1 типа TLP627 (или PC814).

### Усилитель мощности

Напряжение сигнала с выхода генераторов несущей и модулирующих частот поступает на вход усилителя мощности (УМ), который реализован на транзисторе VT1 (КТ829А), в коллекторную цепь которого включается полезная нагрузка. В качестве полезной нагрузки могут использоваться как встроенный источник электромагнитного поля (YA1), так и внешние выносные устройства, подключаемые через разъем XS2.

Светодиод VD3 индицирует наличие сигнала на входе УМ.



Рис. 34. Внешний вид катушки излучателя

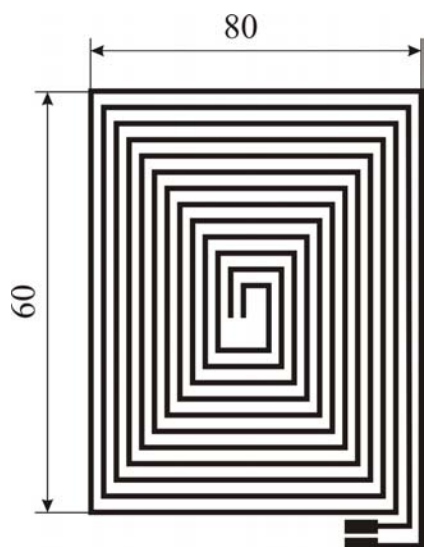


Рис. 35. Внешний вид рамочной антенны

### Встроенный источник электромагнитного поля

В качестве встроенного источника электромагнитного поля использована катушка YA1, включенная на выходе основного блока.

Катушка (YA1) намотана на оправке с размерами 20x15x3 мм, зажатой между щечками из оргстекла, толщиной 4 мм. Число витков – 500, провода ПЭВ диаметром 0,23 мм. При намотке витки катушки фиксировались клеем “Секунда”, затем щечки убирались, и витки дополнительно скреплялись скотчем. В центре катушки установлен ферритовый сердечник с габаритными размерами 20x15x3 мм,  $\mu = 1200$ . Сопротивление катушки постоянному току – 28 Ом.

Габаритные размеры катушки: 60x53x3 мм. Внешний вид катушки (YA1) приведен на рис. 34.

К коллектору транзистора подключена рамочная антенна WA1, которая представляет двойную разомкнутую спираль Архимеда. Антенна выполнена из фольгированного стеклотекстолита, толщиной 0,2 мм. Габаритные размеры антенны 60x80 мм. Внешний вид антенны приведен на рис. 35.

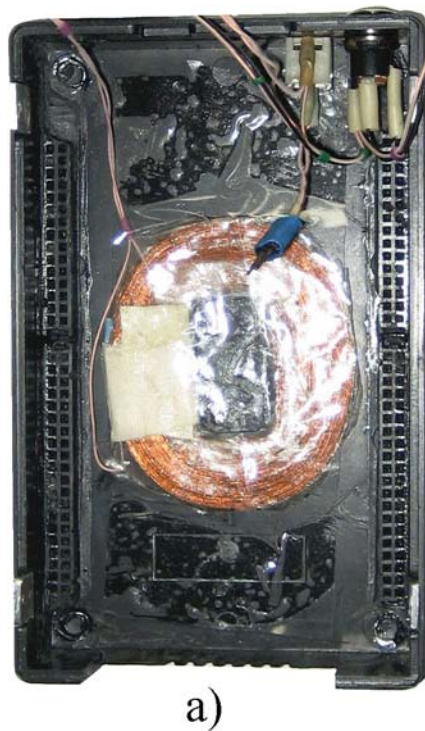


Рис. 36. Внешний вид катушки YA1 и антенны WA1, размещенных внутри корпуса

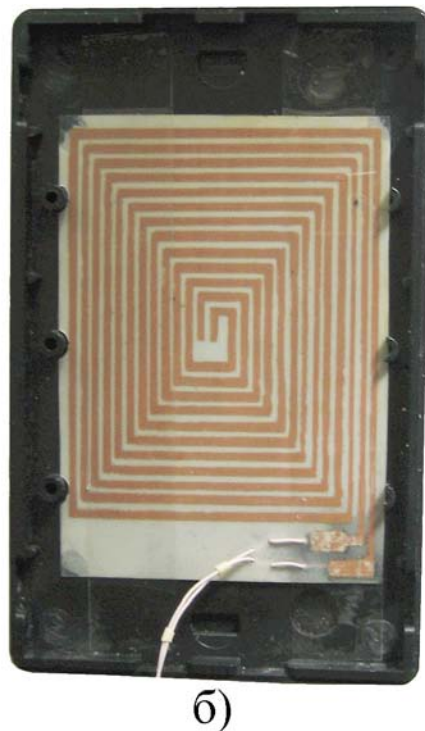
*При возможном повторении конструкции прибора и для повышения эффективности антенны желательно использовать согласующий ВЧ трансформатор, включенный параллельно коллекторной нагрузке транзистора VT1. При этом следует использовать “замкнутую” спираль Архимеда.*

Катушка YA1 размещается на нижней части корпуса прибора и закрепляется при помощи скотча в нижней части корпуса. Антенна WA1 приклеивается в верхней части корпуса. Внешний вид катушки YA1 и антенны WA1, размещенных внутри корпуса, приведен на рис. 36.

### Реле времени

Реле времени реализовано с использованием таймера DD6 (КР1006ВИ1), включенным по известной схеме [6].

На выходе микросхемы DD6 включено поляризованное реле K1 (типа РПС20, паспорт РС4.521.751). Переключатель SA5 служит для установки режима работы: “Автономно” или с использованием реле времени “РВ”.



Время срабатывания реле определяется величиной резисторов R14, R15 и конденсатора C4, которые подбираются экспериментально. При настоящих номиналах резисторов обеспечивается время 20 мин (R14 = 3 МОм) или 10 мин (R15 = 0,9 МОм).

## Принцип работы реле времени

Для подключения реле времени переключатель SA4 устанавливается в положение "РВ". Обмотка K1 обесточена. При этом контакты реле 9-5 замкнуты, 4-10 разомкнуты.

При кратковременном нажатии кнопки SB2 ("Пуск") подается напряжение в обмотку K2, контакты 9-5 размыкаются, а контакты 4-10 замыкаются, таймер начинает отсчет времени.

При достижении установленного времени происходит срабатывание

реле K1, в результате чего контакты 4-10 размыкаются, а контакты 9-5 замыкаются. Разрывается цепь питания прибора.

Реле K1 работает кратковременно только в период переключения, чем обеспечивается экономия тока потребления и полное отключение прибора от источника питания.

## Конструкция и детали основного блока

Электронная схема основного блока размещена на двух печатных платах. Большая часть элементов расположена на печатной плате типа "слепыш" с габаритными размерами 73x100 мм. Коммутационная часть схемы: переключатели SA1...SA5, SB1, SB2; светодиоды VD1, VD3, индикатор H1 – вынесена на отдельную печатную плату и соединяется с основной при помо-

щи нестандартного 24-х контактного разъема, изготовленного на основе SIP-линеек с шагом 2,54 мм.

В качестве переключателей (SA1...SA5, SB1, SB2) использовались импортные миниатюрные кнопки типа B170G и B170H. В качестве стабилизатора напряжения питания +5 В использованы две микросхемы DA2 и DA3 (78L05), включенные параллельно.

Подстроечные резисторы R2, R8, R12 и R13 многооборотные типа 3266W. Большинство постоянных резисторов и конденсаторов – бескорпусные, типоразмера 1206.

Внешний вид прибора со стороны платы приведен на **рис. 37**.

В корпусе прибора расположен разъем питания (типа DJK-04) и выходной разъем (типа СКХ-3.5-30), при помощи которого к выходу блока могут подключаться внешние выносные устройства и блок рефлексотерапии. Диод Шоттки VD4 (типа 1N5717) служит для защиты схемы от ошибочного подключения к источнику питания иной полярности.

Габаритные размеры прибора: 82x145x34 мм. Масса, не более 320 г. Внешний вид основного блока приведен на **рис. 38**.

Все основные узлы основного блока достаточно просты и могут настраиваться при помощи стандартных измерительных приборов.

Настройка УМ осуществляется подбором резистора R10 до получения максимальной индукции в центре электромагнита YA1. Индукция может контролироваться при помощи индикатора магнитного поля, описание которого приводилось выше, или при помощи стандартных измерительных приборов.

Контроль эффективности излучения также можно осуществлять и при помощи средневолнового радиоприемника. Я использовал "DE1103" с цифровой шкалой. Сигнал слышен на расстоянии до 20 см.

При настройке блока иногда требуется подбор номиналов элементов, отмеченных на принципиальной электрической схеме значком (\*).

Ток потребления основного бло-

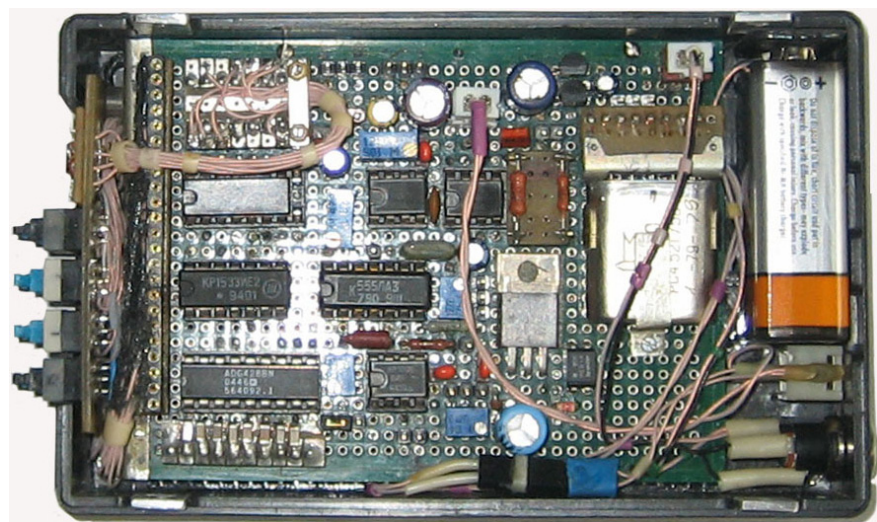


Рис. 37. Внешний вид прибора со стороны платы



Рис. 38. Внешний вид основного блока



ка зависит от используемой нагрузки выхода. При напряжении источника питания 9 В и при использовании встроенного излучателя (YA1) находится в пределах 100...200 мА (включенном индикаторе HG1).

При изготовлении основного блока могут использоваться иные типы аналогичных электрорадиоэлементов, находящихся в распоряжении радиолюбителя.

### Блок рефлексотерапии

Принципиальная электрическая схема блока рефлексотерапии приведена на **рис. 39**.

Блок рефлексотерапии выполняет роль генератора рефлексимпульсов. Состоит из генератора прямоугольных импульсов и усилителя мощности.

Генератор прямоугольных импульсов DD1 реализован на ИС таймера КР1006ВИ1, включенном по типовой схеме. При положении "внут." переключателя SA3 частота генерации определяется величиной многооборотного подстроечного резистора R9 и конденсатора C4 и составляет от 10 до 20 кГц. При положении "внеш." переключателя SA3 частота генерации определяется величиной движкового переменного резистора R11 и конденсатора C4.

Напряжение с выхода генератора (выв. 3 DD1) подается на вход усилителя мощности, реализованного на транзисторах VT1 (КТ829А) и VT2 (КТ315А). В коллекторную цепь транзистора VT1 включен трансформатор Т1, для изготовления которого использован сердечник Ш10х9,5 мм. Первичная (I) обмотка содержит 500 витков провода ПЭВ-1, диаметром 0,23 мм, а вторичная (II) – 3000 витков провода ПЭВ-1, диаметром 0,1 мм.

Напряжение на выходе трансформатора Т1 при нагрузке 1 МОм составляет не менее 50 В (эф.) при частоте 10-20 кГц.

Переключатель SA2 служит для переключения уровня выходного сигнала. Параметры делителя напряжения R6-R7 выбираются исходя из минимального напряжения на выходе блока (по желанию испол-

нителя).

*При возможном повторении конструкции прибора желательно предусмотреть возможность плавного регулирования напряжения на выходе блока.*

Нестандартный 5-ти контактный разъем XS1 служит для подключения внешних выносных устройств.

Индикатор P1, вместе с мостом VD1...VD4, служит для оценки величины выходного тока. В схеме (**рис. 39**) используется стрелочный индикатор типа М4248 чувствительностью 0-100 мкА, с сопротивлением рамки 2750 Ом. Переключатель SA1 служит для изменения пределов измерения P1 до 5 (или 10 мА). Резистор R1 многооборотный типа СП5-3.

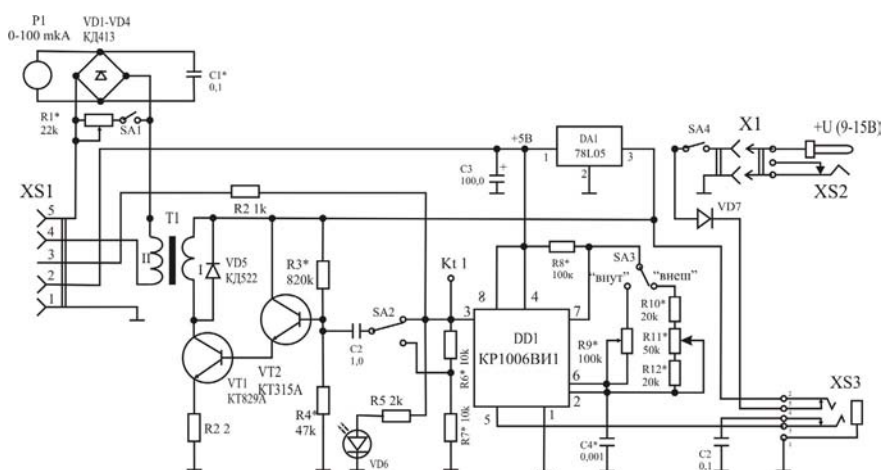
Светодиод VD6 служит для ин-

дикации напряжения на входе усилителя мощности. Микросхема DA1 (типа 78L05) является стабилизатором напряжения питания +5 В. Гнездо XS2 (типа DJK-07) служит для подключения внешнего источника питания. Диод Шоттки VD7 (типа 1N5717) служит для защиты схемы от ошибочного подключения к источнику питания иной полярности.

Переключатели SA1...SA4 – движковые типа ПД-9.1. Большинство постоянных резисторов и конденсаторов – бескорпусные, типоразмера 1206. Все элементы размещены на двух печатных платах с размерами 46х94х1,5 мм (несущая) и 46х50х1,5 мм.

Внешний вид блока рефлексотерапии со стороны монтажа приведен на **рис. 40**.

Блок рефлексотерапии может



**Рис. 39.** Принципиальная электрическая схема блока рефлексотерапии



**Рис. 40.** Внешний вид блока рефлексотерапии со стороны монтажа



функционировать как в автономном режиме, так и при управлении от основного блока. В этом случае блок рефлексотерапии подключается 3-х проводным кабелем через разъем XS3 (типа СКХ-3.5-30) к разъему XS2 основного блока. Управление осуществляется по выв. 5 микросхемы DD1.

Схема блока рефлексотерапии не требует особой наладки. Правильно собранный блок работает сразу. Процесс наладки прибора сводится к подбору конденсатора C4 и резистора R9 с целью получения частоты 10-20 кГц генератора и подбора величины резистора R3 с целью получения максимального напряжения на выходе устройства. Контроль ведется при помощи стандартных измерительных приборов – осциллографа и частотомера.

При настройке блока иногда требуется подбор номиналов элементов, отмеченных на принципиальной электрической схеме значком (\*).

Ток потребления блока рефлексотерапии зависит от используемой нагрузки выхода. При напряжении источника питания 9 В и при



**Рис. 41.** Внешний вид блока рефлексотерапии

использовании “штатных” выносных устройств составляет, не более 150 мА.

**Прибор размещается в пластмассовом корпусе. Габаритные размеры корпуса: 48x97x24 мм. Масса, не более 130 г. Внешний вид блока рефлексотерапии приведен на рис. 41.**

## Литература

17. Трейстер Р. Радиолюбительские схемы на ИС типа 555. Пер. с англ. - М.: Мир, 1988. - 263 с.

18. ADG428/ADG429 LC2MOS Latchable 4-/8-Channel High Performance Analog Multiplexers. Проспект фирмы Analog Devices, Inc., 1999. - 12 p.

# Радиолюбителю о медицинских приборах индивидуального пользования

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru



Продолжение. Начало  
в №№10-12/2009, 1-3/2010

## ВЫНОСНЫЕ УСТРОЙСТВА

Для простоты изложения все выносные элементы, предназначенные для совместной работы с основным блоком и блоком рефлексотерапии – далее по тексту будем называть “стимуляторами”.

## Электромагнитные стимуляторы

Основным физическим фактором, воздействующим на организм пациента, является электромагнитное поле.

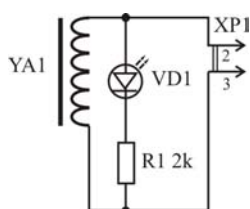
При проведении сеанса лечения активную область электромагнитного стимулятора плотно прижимают к телу пациента в области патологического очага или известной биологически активной точки.

Процедуру можно проводить по лабильной или стабильной методике. При лабильной методике излучатель перемещают по поверхности тела пациента медленными круговыми и спиралеобразными движениями. При использовании стабильной методики излучатель удерживают неподвижно.

Время сеанса и их количество определяются экспериментально, и строго индивидуально.

## Электромагнитный стимулятор №1

Электромагнитный стимулятор №1 используется совместно с основным блоком для воздействия



**Рис. 42.** Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора №1

переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 42**.

Источником переменного магнитного поля (**рис. 42**) служит электромагнит (YA1). В качестве магнитопровода электромагнита (YA1) использован сердечник из электротехнической стали Ш10х16 мм. Рабочее сечение магнитопровода составляет 15,6х9,7 и (15,6х6,0)х2 мм.

Обмотка электромагнита содержит 1000 витков провода ПЭВ-1, диаметром 0,21 мм. Сопротивление обмотки постоянному току – 35 Ом. Индукция постоянного магнитного поля при токе 50 мА составляет 2 - 8 - 2 мТл.

Светодиод VD1 (диаметр 3 мм, красного цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Электромагнитный стимулятор размещен в цилиндрическом пластмассовом корпусе. Со стороны активной части электромагнита корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.

Максимальные габаритные размеры электромагнитного стимулятора, не более 45х35 мм. Масса, не более 120 г. Внешний вид электромагнитного стимулятора приведен на **рис. 43**.

Электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при

помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

## Электромагнитный стимулятор №2

Электромагнитный стимулятор №2 используется совместно с основным блоком для воздействия переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 44**.

Источником переменного магнитного поля (**рис. 44**) служит электромагнит (YA1). Горшкообразный сердечник электромагнита изготовлен из стали марки Ст.20. Рабочее сечение магнитопровода составляет 10 мм. Обмотка бескорпусная, содержит 1000 витков провода ПЭВ-1 диаметром 0,12 мм. Сопротивление обмотки постоянному току – 190 Ом.

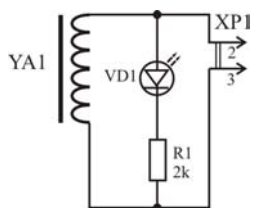
Индукция постоянного магнитного поля при токе 50 мА составляет в центре электромагнита, не менее 18 мТл.

Светодиод VD1 (3 мм, красного цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Электромагнитный стимулятор размещен в цилиндрическом пластмассовом корпусе. Со стороны активной части электромагнита корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.



**Рис. 43.** Внешний вид электромагнитного стимулятора №1



**Рис. 44.** Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора №2

Максимальные габаритные размеры электромагнитного стимулятора, не более  $\varnothing 45 \times 25$  мм. Масса, не более 100 г. Внешний вид электромагнитного стимулятора приведен на **рис. 45**.

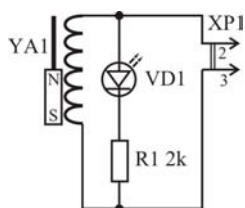
Электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

### Комбинированные электромагнитные стимуляторы

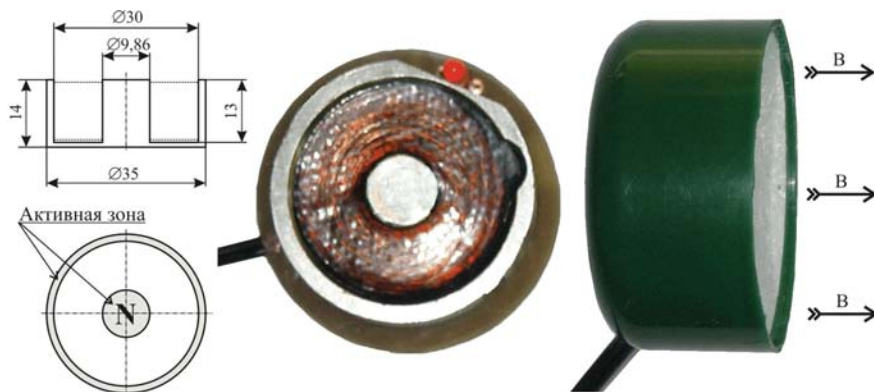
Комбинированные стимуляторы предназначены для совместного воздействия на организм нескольких физических факторов, например, постоянного и переменного магнитного поля.

При проведении сеанса лечения активную область комбинированного стимулятора плотно прижимают к телу пациента в области патологического очага или известной биологически активной точки.

Процедуру можно проводить по лабильной или стабильной методике. При лабильной методике излучатель перемещают по поверхности тела пациента медленными круговыми и спиралеобразными движениями. При использовании стабильной методики излучатель устанавливается неподвижно.



**Рис. 46.** Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора №1



**Рис. 45.** Внешний вид электромагнитного стимулятора №2

Время сеанса и их количество определяются экспериментально и строго индивидуально.

### Комбинированный электромагнитный стимулятор №1

Комбинированный электромагнитный стимулятор №1 используется совместно с основным блоком для совместного воздействия постоянным и переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема комбинированного электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 46**.

Схема, приведенная на **рис. 46**, не требует особых пояснений. Источником переменного магнитного поля служит электромагнит (YA1). В качестве электромагнита (YA1) используется цилиндрическая катушка с внешним диаметром 33 и длиной 56 мм, которая содержит 6000 витков провода ПЭВ-1 диаметром 0,21 мм. Сопротивление катушки постоянному току – 160 Ом.

В центре электромагнита размещен постоянный магнит ( $\varnothing 7,5 \times 15$  мм,  $B = 100$  мТл), изготовленный из

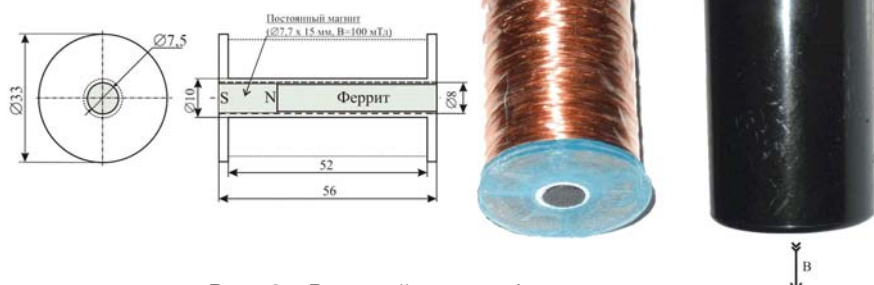
сплава “Альнико”, и сердечник из феррита ( $\varnothing 8 \times 50$  мм,  $\mu = 1200$ ). Рабочее (активное) сечение магнитопровода составляет  $\varnothing 8$  мм. Индукция постоянного магнитного поля на выходе электромагнита составляет 20 мТл.

Индукция постоянного магнитного поля в активной зоне магнитопровода составляет, не менее 10 мТл. Глубина модуляции при токе  $\pm 50$  мА составляет, не менее  $\pm 5$  мТл.

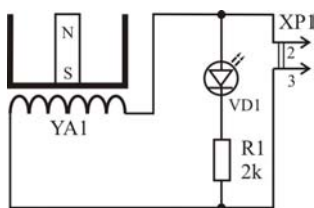
Светодиод VD1 (диаметр 3 мм, зеленого цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Комбинированный электромагнитный стимулятор размещается в пластмассовом корпусе. Со стороны активной части электромагнита корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.

Максимальные габаритные размеры электромагнитного стимулятора, не более  $\varnothing 37 \times 73$  мм. Масса, не более 200 г. Внешний вид комбинированного электромагнитного стимулятора приведен на **рис. 47**.



**Рис. 47.** Внешний вид комбинированного электромагнитного стимулятора №1



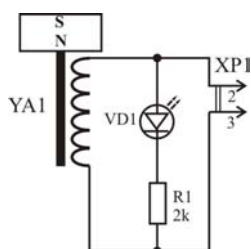
**Рис. 48.** Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора №2

Комбинированный электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

### Комбинированный электромагнитный стимулятор №2

Комбинированный электромагнитный стимулятор №2 используется совместно с основным блоком для воздействия постоянным и переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема комбинированного электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 48**.

Схема, приведенная на **рис. 48**, не требует особых пояснений. Источником переменного магнитного поля служит электромагнит (YA1). В качестве магнитопровода электромагнита использован ферритовый горшкообразный сердечник типа СБ-4 с  $\mu = 2000$ . В центральной части сердечника размещен ферритовый постоянный магнит  $\varnothing 7 \times 10$  мм,  $B = 20$  мТл. Катушка электромагнита содержит 1000 витков провода ПЭВ-1, диаметром 0,21 мм. Сопротивление катушки постоянному току – 56 Ом. Рабочее



**Рис. 50.** Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора №3



**Рис. 49.** Внешний вид комбинированного электромагнитного стимулятора №2

сечение магнитопровода составляет  $\varnothing 8$  мм.

Индукция постоянного магнитного поля в активной зоне магнитопровода составляет, не менее 20 мТл. Глубина модуляции при токе  $\pm 50$  мА составляет, не менее  $\pm 4,5$  мТл.

Светодиод VD1 (диаметр 3 мм, красного цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Комбинированный электромагнитный стимулятор размещен в цилиндрическом пластмассовом корпусе. Со стороны активной части электромагнита корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.

Максимальные габаритные размеры электромагнитного стимулятора, не более  $\varnothing 52 \times 26$  мм. Масса, не более 130 г.

Внешний вид комбинированного электромагнитного стимулятора приведен на **рис. 49**.

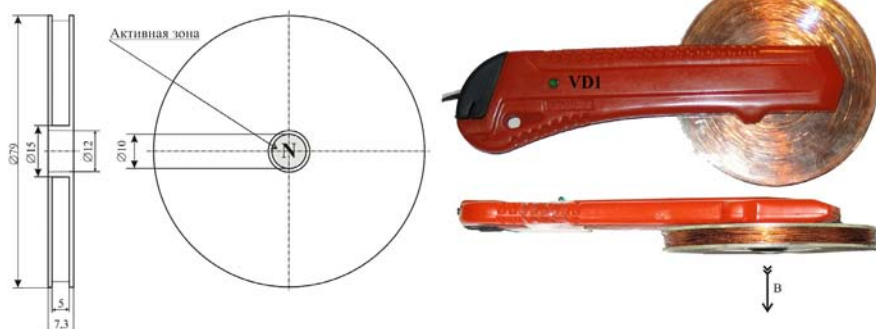
Комбинированный электромагнитный стимулятор №2 подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

### Комбинированный электромагнитный стимулятор №3

Комбинированный электромагнитный стимулятор №3 используется совместно с основным блоком для воздействия постоянным и переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 50**.

Источником переменного магнитного поля (**рис. 50**) служит электромагнит (YA1). В качестве электромагнита YA1 используется плоская катушка с внешним диаметром 80 и внутренним – 9,6 мм. Толщина катушки 7,6 мм. Обмотка содержит 1000 витков провода ПЭВ-1 диаметром 0,23 мм. Сопротивление катушки постоянному току 51 Ом.

В центре катушки размещен ферритовый сердечник  $\varnothing 9 \times 6$  мм,  $\mu = 1000$  с наклеенной на него магнитной шайбой из сплава “самарий-кобальт”,  $\varnothing 10 \times 1$  мм ( $B = 120$  мТл).



**Рис. 51.** Внешний вид электромагнитного стимулятора №3



Индукция постоянного магнитного поля в центре электромагнита составляет 120 мТл. Глубина модуляции при токе  $\pm 50$  мА составляет, не менее  $\pm 4$  мТл.

Светодиод VD1 (диаметром 3 мм, зеленого цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Для удобства использования электромагнит снабжен пластмассовой ручкой. Максимальные габаритные размеры стимулятора, не более  $\varnothing 80 \times 19 \times 160$  мм. Масса, не более 150 г. Внешний вид электромагнитного стимулятора приведен на рис. 51.

Электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107 3,5 мм).

### 5-ти точечный комбинированный электромагнитный стимулятор

5-ти точечный комбинированный электромагнитный стимулятор используется совместно с основным блоком для воздействия постоянным и переменным магнитным полем на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема комбинированного электромагнитного стимулятора приведена на рис. 52.

Схема, приведенная на рис. 52, не требует особых пояснений. Источником переменного магнитного поля служит комбинированный электромагнит (YA1, YA2, YA3, YA4).

Комбинированный электромагнит содержит 4 одинаковые катушки (YA1, YA2, YA3, YA4), размещенные на общем крестообразном основании, изготовленном из стали марки Ст.20. Каждая катушка снабжена отдельным стальным сердечником и содержит 600 витков провода ПЭВ-1, диаметром 0,21 мм. Катушки включены последовательно, суммарное сопротивление – 50 Ом.

Индукция постоянного магнитного поля одной катушки составляет 19 мТл. Глубина модуляции при токе  $\pm 50$  мА составляет, не менее  $\pm 8$  мТл.

При возможном повторении конструкции стимулятора за счет поочередного включения электромагнитов можно получить эффект кругового вращения электромагнитного поля.

В центре крестообразного основания закреплен постоянный магнит из сплава "Альнико", который служит источником постоянного магнитного поля. Диаметр магнита 8 мм, длина 15 мм. Индукция постоянного магнитного поля – 150 мТл.

Светодиод VD1 (диаметр 3 мм, красного цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Комбинированный электромагнитный стимулятор размещен в цилиндрическом пластмассовом корпусе. Со стороны активной части

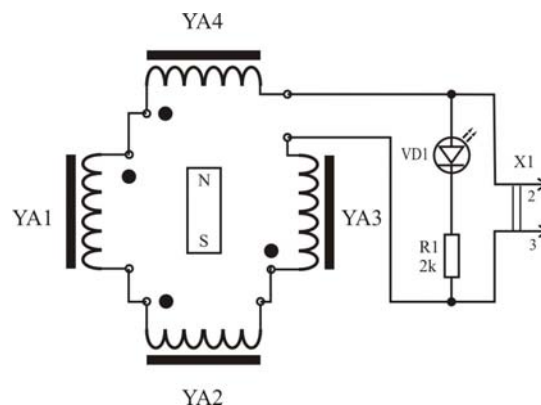


Рис. 52. Принципиальная электрическая схема 5-ти точечного комбинированного электромагнитного стимулятора

электромагнита корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.

Максимальные габаритные размеры электромагнитного стимулятора, не более  $\varnothing 54 \times 33$  мм. Масса, не более 140 г. Внешний вид 5-ти точечного комбинированного электромагнитного стимулятора приведен на рис. 53.

Комбинированный электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

### Фоностимуляторы

Фоностимуляторы предназначены для воздействия микро-вибрациями звуковой и ультразвуковой частоты на патологические области организма человека.

При проведении сеанса лечения активную область фоностимулятора плотно прижимают к телу пациента в области патологического очага или известной биологически активной точки.

Процедуру можно проводить по лабильной или стабильной методике. При лабильной методике излучатель перемещают по поверхности тела пациента медленными круговыми и спиралеобразными движениями. При использовании стабильной методики излучатель удерживают неподвижно.

Время сеанса и их количество определяются экспериментально и строго индивидуально.



Рис. 53. Внешний вид 5-ти точечного комбинированного электромагнитного стимулятора

### Электромагнитные фоностимуляторы на основе наушников

В процессе изготовления настоящего комплекта устройств были рассмотрены два варианта фоностимуляторов с использованием телефонных капсюлей или наушников.

Один из вариантов фоностимулятора был реализован с использованием наушника типа ТА4, сопротивлением катушек 65 Ом, с небольшой доработкой. В крышке наушника выбирается отверстие диаметром 42 мм, а толщина крышки шлифуется до 0,5 мм.

Можно использовать наушник и без крышки. Но при этом необходимо аккуратно приклеить мембрану клеем, например типа “Секунда”.

Максимальные габаритные размеры одного телефона, не более  $\varnothing 51 \times 42,5$  мм. Масса, не более 50 г.

Второй вариант фоностимулятора был реализован на основе электромагнитных виброфонов от известного аппарата “Витафон”, которые представляют специальный вариант конструкции все тех же наушников, с сопротивлением 48-50 Ом.

Максимальные габаритные размеры одного виброфона, не более  $\varnothing 41,3 \times 14,6$  мм. Масса, не более 40 г. Внешний вид виброфона (“Витафон”) и наушника ТА4 приведен на рис. 54.

Для выполнений процедур фототерапии используются не менее двух источников звука, которые могут соединяться как параллельно, так и последовательно. Возможные схемы соединения приведены на рис. 55.

Фоностимуляторы на основе ТА-4 или виброфонов подключаются к основному блоку через согласующее устройство, принципиальная схема которого приведена на рис. 56.

Согласующее устройство (рис. 56) представляет собой простейший усилитель мощности, реализованный на транзисторе VT1 (типа KT829A), в коллекторную цепь которого включен трансформатор Т1. Трансформатор



Рис. 54. Внешний вид: а - виброфона (“Витафон”); б - наушника ТА4

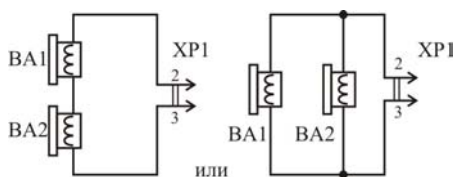


Рис. 55. Возможные схемы соединения источников звука фоностимулятора

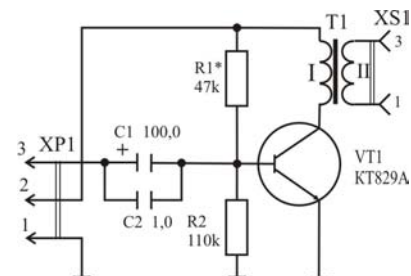


Рис. 56. Принципиальная схема согласующего устройства

выполнен на сердечнике Ш6х14 мм. Первичная обмотка содержит 500 витков провода ПЭВ-1 диаметром 0,23 мм, вторичная обмотка – 2000 витков провода диаметром 0,11 мм.

Разъем XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм) служит для подключения устройства к основному блоку. Гнездо XS1 (типа СКХ-3.5-29) служит для подключения виброфонов к согласующему устройству.

#### Налаживание согласующего устройства.

Согласующее устройство подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-х контактного разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

На выходе основного блока при помощи ручного выбора диапазонов воспроизводится сигнал 1000 Гц. При подключенных к гнезду XS1 виброфонах, по максимальному напряжению на выходе устройства (XS1) определяется оптимальная величина резистора R1. При этом возможен контроль величины акустического сигнала при помощи индикатора акустического сигнала.

К выходу согласующего устройства возможно подключение и других типов виброфонов, например, пьезоэлектрических.



Рис. 57. Внешний вид согласующего устройства

Ток потребления согласующего устройства от источника питания с напряжением 9 В при подключенных виброфонах составляет, не более 150 мА.

Согласующее устройство размещено в пластмассовом корпусе. Максимальные габаритные размеры, не более 50х40х68 мм, Масса, не более 140 г. Внешний вид согласующего устройства приведен на рис. 57.

Фоностимуляторы работают в диапазоне от 40...3000 Гц. Уровень звукового давления до 80 дБ. Уровень микровибрации 2...12 мкм.



Продолжение в №5/2010

Михаил Бараночников

г. Москва

E-mail: baranochnikov@mail.ru

## Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования



Продолжение. Начало  
в №№10-12/2009, 1-4/2010

### Комбинированный пьезоэлектрический фоностимулятор №1

Комбинированный пьезоэлектрический фоностимулятор №1 используется совместно с основным блоком для совместного воздействия микро-вибрациями звуковой и ультразвуковой частоты и постоянного магнитного поля на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема комбинированного пьезоэлектрического фоностимулятора №1 приведена на рис. 58.

Схема, приведенная на рис. 58, представляет собой управляемый генератор импульсов с мощным выходом, нагруженным на пьезоэлектрический излучатель.

Генератор импульсов реализован на ИС таймера (DD1) типа КР1108ВИ1. Частота импульсов, вырабатываемых генератором, определяется величиной резистора R5 и конденсаторов C1...C4. Генератор работает в "ждущем" режиме, что представляет работать в режиме модуляции. В схеме (рис. 58) предусмотрено два варианта модуляции при использовании запуска от основного блока.

В первом случае: положение переключателей JQ1 и JQ2 "2 - 3",

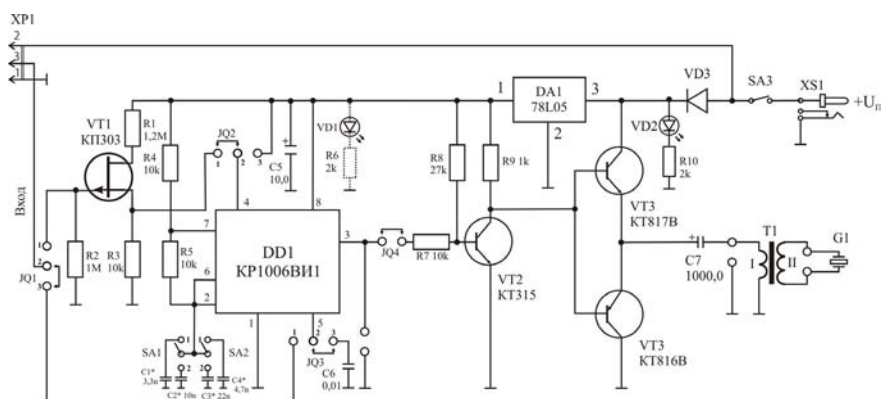


Рис.58. Принципиальная электрическая схема комбинированного пьезоэлектрического фоностимулятора №1

JQ3 "1 - 2". Модулирующий сигнал подается на вывод 5 схемы DD1.

Во втором случае: положение переключателей JQ1 и JQ2 "2 - 1", JQ3 "2 - 3". Модулирующий сигнал подается на затвор полевого транзистора VT1.

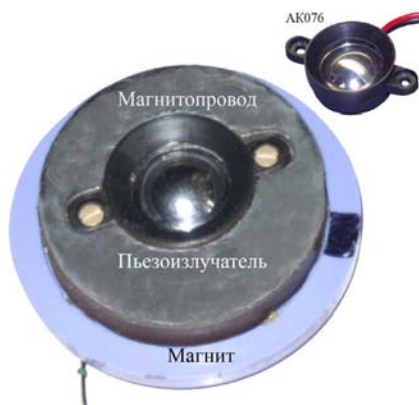
Сигнал с выхода генератора (DD1) поступает на вход усилителя мощности, реализованном на транзисторах VT2...VT4, нагрузкой которого является трансформатор T1 с излучателем G1. В схеме использован нестандартный переходной трансформатор, который выполнен на сердечнике Ш10х12 мм. Коэффициент трансформации 1:10 (или 1:15).

В качестве источника излучения (G1) использован миниатюрный широкополосный пьезоизлучатель типа АК076 из набора "Мастер КИТ". Полоса частот излучателя: от 2500...45000 Гц. Пьезоизлучатель

снабжен алюминиевой полусферой, за счет чего достигается высокая мощность излучения при минимальных искажениях.

*При возможном повторении конструкции подобных устройств особое внимание следует уделить подбору типа пьезоизлучателя. Маломощные отечественные излучатели типа ЗП-1...ЗП6, ЗП-19 и ИП-2, разработанные для телефонных аппаратов, не всегда подходят для таких устройств. Подбор излучателей можно провести при помощи консультантов магазина "Кварц" - ICQ-консультанты 286502915 и 260472495.*

Пьезоизлучатель устанавливается на магнитопроводе из стали марки Ст.20, приклеенном на торроидальном керамическом постоянном магните с внешним диаметром 58 мм



**Рис. 59.** Внешний вид излучателя AK076, установленного на магните

и толщиной 6 мм. Индукция на поверхности постоянного магнита составляет порядка 120 мТл. Магнит с излучателем закрепляются на пластмассовом основании диаметром 60 мм и толщиной 6 мм. Внешний вид излучателя, установленного на магните приведен, на **рис. 59**.

Индукция постоянного магнитного поля в активной зоне магнитопровода составляет, не менее 30 мТл.

#### Назначение остальных элементов схемы.

Переключатели SA1 и SA2 служат для переключения частоты генератора DA1. Частоты генерации при соответствующих положениях переключателей SA1 и SA2 приведены в **таблице 7**.

Диапазон рабочих частот генератора определяется желанием исполнителя и возможностями используемого пьезоизлучателя. Емкость конденсаторов C1...C4 подбирается индивидуально при настройке схемы стимулятора. При этом следует учитывать значительное влияние емкости монтажа.

Микросхема DA1 (78L05) служит стабилизатором напряжения питания +5 В. Переключатель SA3 является выключателем питания, светодиод VD2 служит индикатором включения источника питания. Диод Шоттки VD3 (типа 1N5717) служит для защиты схемы от ошибочного подключения к источнику питания иной полярности. Гнездо XS1 служит для подключения к внешнему источнику питания.

**Таблица 7.** Частоты генерации в зависимости от положений переключателей SA1 и SA2

Положение переключателя SA1	Положение переключателя SA2	Частота генератора, Гц
1	1	5000-7000
2	1	11000-13000
1	2	14000-16000
2	2	22000-25000



**Рис. 60.** Внешний вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №1

Бескорпусной светодиод VD1 (диаметр 3 мм, зеленого цвета) установлен на общей плате и служит индикатором включения источника питания +5 В и используется при настройке схемы.

Все элементы схемы размещены на круглой печатной плате типа "слепыш" диаметром 60 мм. Печатная плата устанавливается на пластмассовом основании, на котором установлен магнит с излучателем. Переключатели SA1, SA2, SA3 (все типа ПД-9.1), светодиод VD2, резистор R10 и конденсаторы C1...C4 размещены на отдельной печатной плате диаметром 56 мм.

При работе стимулятора в автономном режиме, т.е. в режиме непрерывной генерации, переключатели JQ1, JQ2 и JQ3 устанавливаются в положение "2 - 3". В этом случае используется внешний источник питания, подключенный к разъему XS1. Ток потребления от источника с напряжением 9 В составляет, не более 150 мА.

#### Налаживание стимулятора.

Схема, приведенная на **рис. 58**, не требует особой наладки.

Правильно собранный стимулятор работает сразу. Процесс наладки прибора сводится к подбору конденсаторов C1...C4 с целью получения необходимой частоты генерации, и подбора величины резистора R8 с целью получения максимального напряжения на выходе устройства. Контроль параметров осуществляется при помощи стандартных измерительных приборов (осциллографа и частотомера) или нестандартных устройств, описание которых приводилось выше.

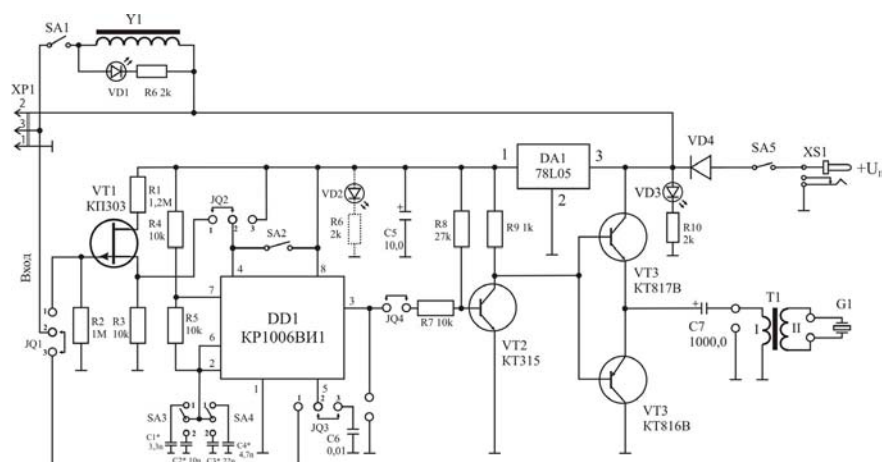
Комбинированный пьезоэлектрический стимулятор размещен в латунном корпусе. Максимальные габаритные размеры стимулятора, не более Ø73x55 мм. Масса, не более 350 г. Внешний вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №1 приведен на **рис. 60**.

Комбинированный пьезоэлектрический стимулятор №1 подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-х контактного разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

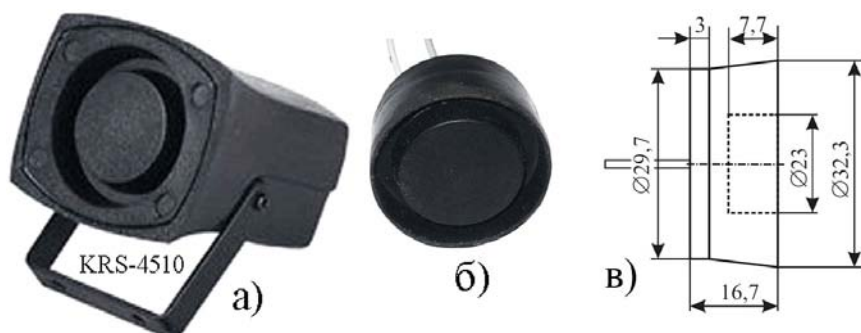


## Комбинированный пьезоэлектрический фоностимулятор №2

Комбинированный пьезоэлектрический фоностимулятор №2 используется совместно с основным блоком для совместного воздействия микро-вибрациями звуковой и ультразвуковой частоты, постоянного и переменного

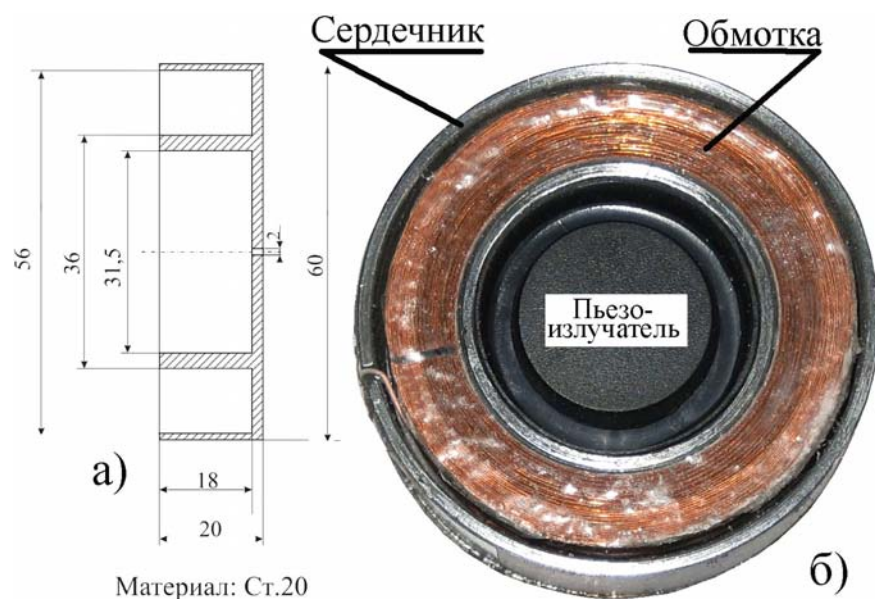


**Рис. 61.** Принципиальная электрическая схема комбинированного пьезоэлектрического фоностимулятора №2



**Рис. 62.** Внешний вид:

а - пьезоэлектрической сирены KPS-4510; б - извлеченная центральная часть - пьезоизлучатель с акустической камерой; в - габаритный чертеж камеры



**Рис. 63.** Внешний вид:

а - сердечника электромагнита Y1; б - вид со стороны обмотки и излучателя

магнитных полей на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 приведена на **рис. 61**.

Принципиальная электрическая схема, принцип работы и назначение элементов комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 аналогичны схеме, приведенной на **рис. 58**, за исключением нескольких дополнительных элементов, а именно: электромагнита Y1, светодиода VD1 и переключателя SA1.

В схеме стимулятора (**рис. 61**) в качестве источника акустического излучения (G1) использован пьезоэлектрический излучатель, извлеченный из сирены типа KPS-4510. Корпус сирены аккуратно вскрывается и из него вырезается центральная часть - пьезоизлучатель с акустической камерой. Внешний вид сирены KPS-4510 и извлеченной центральной части приведены на **рис. 62**.

Сердечник электромагнита Y1 изготовлен из стали Ст.20. Обмотка бескорпусная - 1500 витков провода ПЭВ-1 диаметром 0,23 мм. Сопротивление обмотки - 82 Ома. Внешний вид сердечника электромагнита Y1 и вид со стороны обмотки и излучателя приведены на **рис. 63**.

Электромагнит Y1, излучатель G1 и кольцевой постоянный магнит устанавливаются на общем пластмассовом основании диаметром 60 мм и толщиной 5 мм.

Переключатели SA3 и SA4 служат для переключения частоты генератора DA1. Частоты генерации при соответствующих положениях переключателей SA1 и SA2 приведены в **таблице 8**.

Диапазон рабочих частот генератора определяется желанием исполнителя и возможностями используемого пьезоизлучателя. Емкость конденсаторов C1...C4 подбирается индивидуально при настройке схемы стимулятора. При этом следует учитывать значительное влияние емкости монтажа.

В схеме использован нестандартный переходной трансформатор, который выполнен на сердечнике Ш10х12 мм. Коэффициент трансформации 1:10 (или 1:15).

Переключатель SA1 служит для включения электромагнита YA1, светодиод VD1 (красного цвета) является индикатором напряжения в цепи электромагнита.

Переключатель SA5 является выключателем питания, а светодиод VD4 (зеленого цвета) служит индикатором напряжения в цепи питания. Диод Шоттки VD4 (типа 1N5717) служит для защиты схемы от ошибочного подключения к источнику питания иной полярности. Гнездо XS1 служит для подключения к внешнему источнику питания с напряжением 9...15 В.

Переключатель SA2 переводит схему стимулятора в автономный режим, т.е. в режим непрерывной модуляции. В этом случае используется внешний источник питания, подключенный к разъему XS1. Ток потребления от источника питания с напряжением 9 В составляет, не более 200 мА.

Все элементы схемы (рис. 61) размещаются на круглой печатной плате типа "слепыш" диаметром 60 мм. Плата устанавливается на общем пластмассовом основании. Переключатели SA1...SA5 (все типа ПД-9.1), светодиоды VD1 и VD3, резисторы R6 и R10, конденсаторы C1...C4 размещены на отдельной печатной плате диаметром 61 мм. Внешний вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 со стороны монтажа приведен на рис. 64.

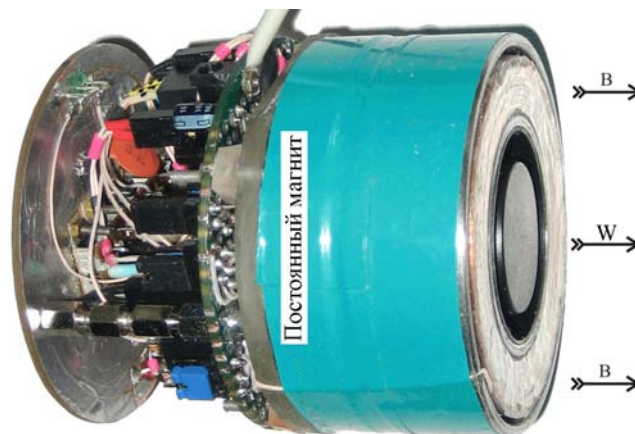
Индукция постоянного магнитного поля в активной зоне магнитопровода составляет 20 мТл. Глубина модуляции при токе  $\pm 50$  мА составляет, не менее  $\pm 5$  мТл.

#### Налаживание стимулятора.

Схема, приведенная на рис. 61, не требует особой наладки. Правильно собранный стимулятор работает сразу. Процесс наладки прибора сводится к подбору конденсаторов C1...C4 с целью получения необходимой частоты генерации, и подбора величины резистора R8 с

**Таблица 8.**  
Частоты генерации в зависимости от положений переключателей SA3 и SA4

Положение переключателя SA3	Положение переключателя SA4	Частота генератора, Гц
1	1	3000-5000
2	1	6000-9000
1	2	10000-12000
2	2	18000-20000



**Рис. 64.** Внешний вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 со стороны монтажа



**Рис. 65.** Внешний вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2

целью получения максимального напряжения на выходе устройства. Контроль параметров осуществляется при помощи стандартных измерительных приборов (осциллографа и частотомера) или нестандартных устройств, описание которых приводилось выше.

Все элементы комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 размещаются в пластмассовом корпусе. Максимальные габаритные размеры пьезоэлектрического стимулятора №2, не более  $\varnothing 63 \times 70$  мм. Масса, не более 450 г. Внешний

вид комбинированного пьезоэлектрического стимулятора №2 приведен на рис. 65.

Комбинированный пьезоэлектрический стимулятор №2 подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-х контактного разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

#### 5-ти канальный оптостимулятор

5-ти канальный оптостимулятор используется совместно с основным блоком для воздействия широкополосным многоспектральным

оптическим излучением на патологические области и биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема 5-ти канального оптостимулятора приведена на **рис. 66**.

Схема, приведенная на **рис. 66**, представляет собой 5-ти канальный усилитель тока, реализованный на транзисторах KT315A (VT1, VT3, VT5, VT7) и KT815Б (VT2, VT4, VT6, VT8).

В качестве источников излучения использованы пять импортных сверхярких светодиода диаметром 5 мм: VD1 (синий), VD2 (зеленый), VD3 (красный), VD4 (белый) и один ИК-диод (VD5). Источники излучения, вместе со светоотражателями, размещаются на общей плате, изготовленной из оргстекла, толщиной 5 мм. В качестве светоотражателей использованы насадки от лазерной указки. Светодиоды (VD1...VD4) расположены ортогонально, ИК-диод (VD5) – в центре.

Переключателем цветовых каналов (VD1...VD5) служит SA1 (типа MRA2-5). Диоды VD6...VD10 типа Шоттки (1N5717).

Переключатель SA2 является переключателем режимов работы. В положении “2” переключателя SA2 все источники излучения (VD1...VD5) подключаются параллельно.

*При возможном повторении конструкции оптостимулятора за счет поочередного включения светодиодов (VD1...VD5) можно получить эффект кругового вращения светового поля.*

#### Налаживание стимулятора.

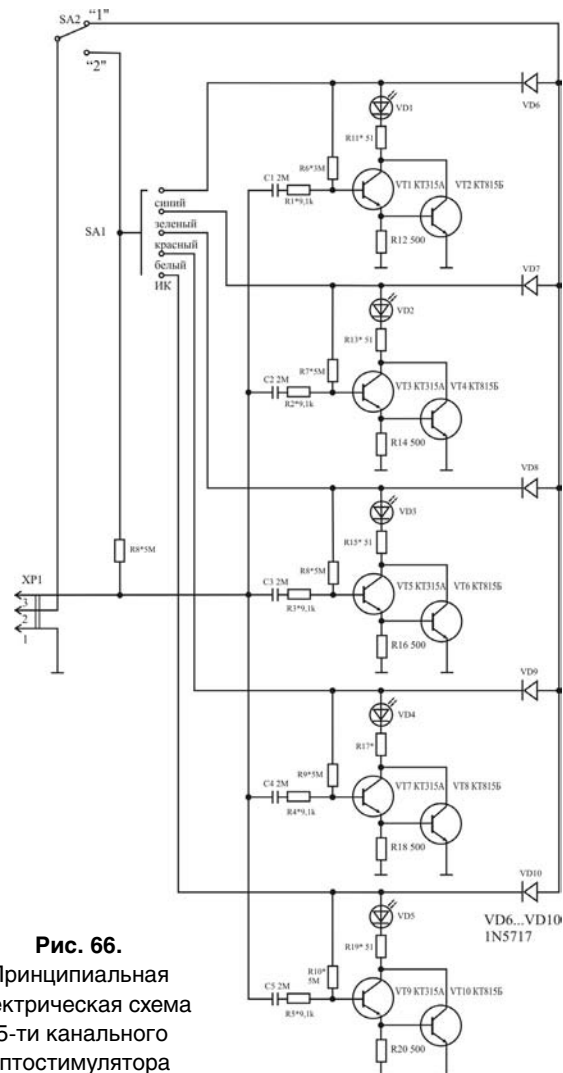
Схема, приведенная на **рис. 66**, не требует особой наладки. Правильно собранный оптостимулятор работает сразу. Процесс наладки прибора сводится к подбору резисторов R3-R11; R7-R13; R8-R15; R9-R17; R10-R19 с целью достижения максимальной яркости свечения светодиодов VD1...VD5. Контроль параметров осуществляется при помощи индикатора освещенности, описание которого приводилось выше.

Ток потребления многоканального оптостимулятора, не более 150 мА.

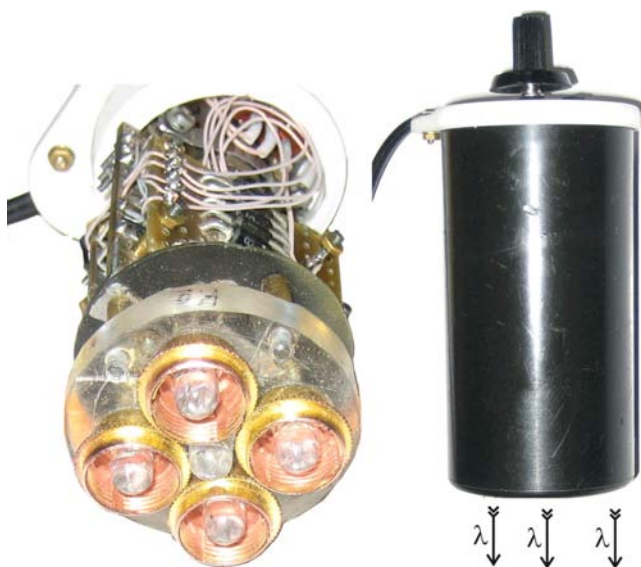
Элементы схемы размещены на трех печатных платах, которые помещаются в пластмассовый цилиндрический корпус. Со стороны источников излучения корпус защищен окном из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм. Максимальные габаритные размеры многоканального оптостимулятора, не более Ø73х91 мм. Масса, не более 70 г. Внешний вид 5-ти канального оптостимулятора приведен на **рис. 67**.

Многоканальный оптостимулятор подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-х контактного разъема XP1 (типа Jack NP107, 3,5 мм).

При проведении сеанса лечения активную область оптостимулятора устанавливают на расстоянии 0,5...2 см от тела пациента в области известной БАТ или патологического очага. Процедуру можно проводить по лабильной или стабильной методике. При лабильной методике излучатель перемещают по поверхности тела пациента медленными круговыми и спиралеобразными движениями со скоростью 1-1,5 см/с. При использовании стабильной методики излучатель устанавливают неподвижно.



**Рис. 66.**  
Принципиальная электрическая схема 5-ти канального оптостимулятора



**Рис. 67.** Внешний вид 5-ти канального оптостимулятора

Время сеанса и их количество определяются экспериментально, и строго индивидуально.



Продолжение в №6/2010



# Радиолобителью о медицинских приборах индивидуального пользования

**Михаил Бараночников**  
г. Москва  
E-mail: baranochnikov@mail.ru



Продолжение. Начало  
в №№10-12/2009, 1-5/2010

## СТИМУЛЯТОРЫ ДЛЯ РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ

### Общие электроды

Общие электроды используются с блоком рефлексотерапии и проведении различных процедур, в основном, в качестве “пассивных”. Для данного комплекта было изготовлено три варианта таких электродов: цилиндрический полый, ушной и запястный. Внешний вид общих электродов приведен на **рис. 68**.

Для изготовления цилиндрического полого электрода использован корпус от электролитического конденсатора типа КЭ-3. В корпусе электрода установлено гнездо для вилки  $\varnothing 1,6$  мм, электрически соединенное с алюминиевым корпусом. Габаритные размеры цилиндрического полого электрода  $\varnothing 25 \times 60$  мм. Масса, не более 20 г.

Для изготовления ушного общего электрода использована миниатюрная разъемная пластмассовая защепка. На одной из половин корпуса защепки установлен металлический электрод с гнездом для вилки  $\varnothing 1,6$  мм. Максимальные габаритные размеры ушного общего электрода, не более  $10 \times 10 \times 60$  мм. Масса, не более 5 г.

Для изготовления запястного электрода использован корпус от наручных часов и металлический браслет. В корпусе часов размещена плата из двухстороннего фольгированного текстолита. Толщина платы 1 мм. На плате установлен металлический электрод с гнездом для вилки  $\varnothing 1,6$  мм, электрически соединенный с корпусом часов. Максимальные габаритные размеры запястного электрода, не более  $10 \times 10 \times 60$  мм (с гнездом). Масса, не более 60 г.

### Накладные электроды

Накладные электроды также используются с блоком рефлексотерапии при проведении различных процедур как в качестве “пассивных”, так и в качестве “активных”.

В качестве накладных используются серийно выпускаемые электроды из проводящего силикона или электропроводящей резины. Все электроды имеют специальное отверстие под вилку  $\varnothing 1,6$  мм. Внешний вид электродов приведен на **рис. 69**.

При проведении манипуляций накладные электроды закрепляются на теле пациента при помощи медицинского пластыря. Место под электродом желательно немного увлажнить. Ушные электроды размещаются в ушной раковине.

### Точечные стимуляторы

Точечные стимуляторы предназначены для воздействия определенным

физическим фактором на биологически активные точки человека.

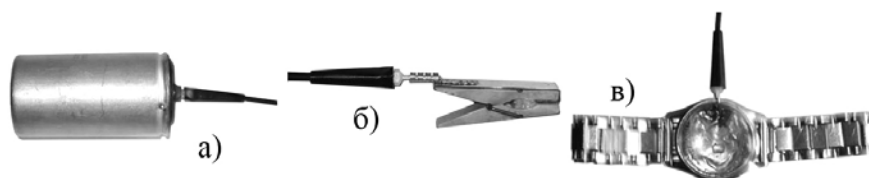
При проведении сеанса лечения активную область точечного стимулятора плотно прижимают к телу пациента в области известной БАТ.

Время сеанса и их количество определяются экспериментально, и строго индивидуально.

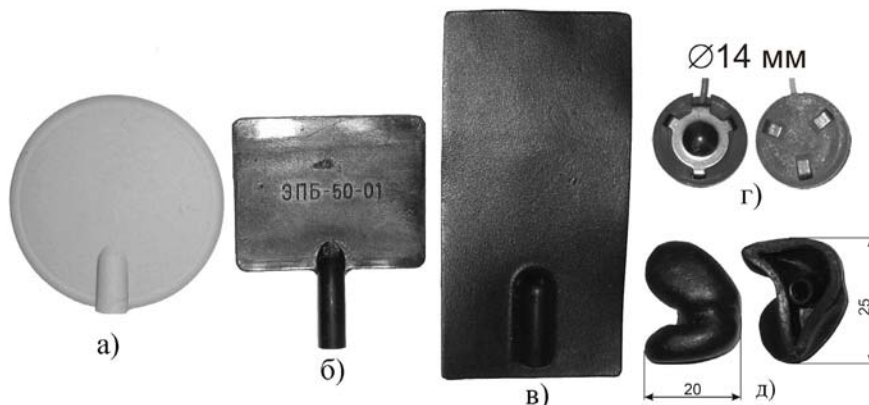
### Щуп-электростимулятор

Щуп-электростимулятор используется совместно с блоком рефлексотерапии и служит для поиска и электрического воздействия на биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная схема щупа-электростимулятора приведена на **рис. 70**.

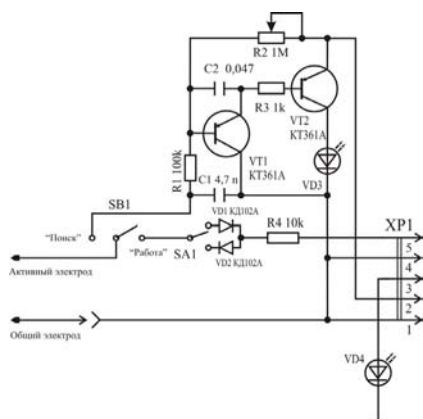
Схема, приведенная на **рис. 70**, представляет собой электронный омметр, реализованный на транзисторах VT1, VT2 (типа КТ361). Индикатором омметра служит светодиод VD3 ( $\varnothing 3$  мм, зеленого цвета).



**Рис. 68.** Внешний вид общих электродов:  
а – цилиндрический полый электрод, б – ушной электрод, в – запястный электрод.



**Рис. 69.** Внешний вид накладных электродов:  
а – круглый  $\varnothing 56$  мм; б – прямоугольный  $40 \times 50$  мм; в – прямоугольный  $50 \times 100$  мм; г – точечный  $\varnothing 14$  мм; д – ушной  $20 \times 25 \times 10$  мм.



**Рис. 70.** Принципиальная электрическая схема щупа-электростимулятора

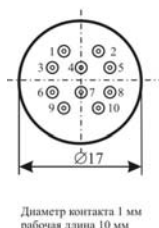
Так как, по результатам многочисленных исследований, сопротивление кожи в активных точках составляет порядка 1 МОм, то порог срабатывания омметра установлен равным 1 МОм. Порог срабатывания устанавливается при помощи многооборотного подстроечного резистора R2 (имп. тип 3296).

В схеме имеются два выходных электрода: “активный” и “пассивный”. В качестве “активного” электрода используется позолоченный штырек Ø1 мм от разъема, с радиусом закругления на конце, порядка 0,3...0,4 мм.

Гнездо под вилку Ø1,6 мм, необходимое для подключения “пассивного” электрода, расположено на печатной плате.

Переключатель SA1 (типа ПД-9.1) и диоды VD1 и VD2 служат для изменения полярности выходных электродов.

В качестве переключателя рода работы SB1 использован бескорпусной концевой переключатель,



**Рис. 73.** Принципиальная электрическая схема многоигольчатого стимулятора



**Рис. 71.** Внешний вид печатной платы с элементами



**Рис. 72.** Внешний вид щупа-электростимулятора

рассчитанный на рабочее напряжение, не менее 100 В.

Светодиод VD4 (Ø3 мм, красного цвета) служит индикатором функционирования генератора блока рефлексотерапии.

*При возможном повторении конструкции прибора желательно светодиоды VD3 и VD4 вынести на лицевую часть корпуса.*

Все элементы схемы (рис. 70) размещены на печатной плате с габаритными размерами 25x75x1,5 мм. Внешний вид печатной платы с элементами щупа-электростимулятора приведен на рис. 71.

Печатная плата с элементами размещается в алюминиевом корпусе от фломастера. Максимальные габаритные размеры щупа, не более Ø20x80 мм. Масса, не более 30 г. Внешний вид щупа-электростимулятора приведен на рис. 72.

Щуп-электростимулятор подключается к блоку рефлексотерапии при помощи 5-ти проводного кабеля и нестандартного 5-ти контактного разъема (XP1).

При использовании щупа-электростимулятора “пассивный” электрод подключается к одному из общих электродов (см. ниже), желательно

через увлажненную марлевую прокладку, и подсоединяется к внутренней поверхности лучезапястного сустава, голени, мочке уха и т.п.

Для поиска БАТ переключатель SB1 переводится в верхнее положение, а пользователь другим, “активным” электродом, сканирует участок тела в месте возможного расположения БАТ. В месте нахождения БАТ сопротивление кожного покрова резко снижается, загорается светодиод VD3, и найденную точку отмечают на коже, например, фломастером.

Для стимулирования БАТ переключатель SB1 переводят в верхнее положение и прикасаются к найденной точке. При этом должно ощущаться легкое покалывание (когда прибор включен). Очень важно определить оптимальное усилие воздействия электрода на тело пациента, что достигается определенным опытом работы с прибором.

Время сеанса и их количество определяются экспериментально, и строго индивидуально.

### Многоигольчатый стимулятор

Многоигольчатый стимулятор используется совместно с блоком рефлексотерапии для электрического воздействия на биологически активные точки и электрического массажа. Принципиальная схема многоигольчатого стимулятора приведена на рис. 73.

Элементы схемы (рис. 73) располагаются на круглой печатной плате Ø30 мм, толщиной 1,5 мм. В качестве многоигольчатого электрода использован разъем типа PC10.

Переменный резистор R2 (типа СПЗ-3) служит для регулировки выходного тока. Выключатель питания SA2 совмещен с резистором R2. Переключатель SA1 используется для переключения полярности электродов.

Светодиод VD1 (Ø3 мм, красного цвета) служит индикатором работы генератора блока рефлексотерапии.

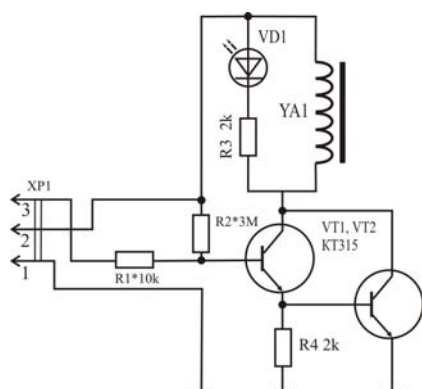
Все детали многоигольчатого стимулятора размещаются в пластмассовом корпусе, в качестве которого использован пенал от конфеты “киндер-сюрприз”. Габаритные размеры многоигольчатого стимулятора, не более Ø34x73 мм. Масса, не более 20 г.

Внешний вид многоигольчатого стимулятора приведен на **рис. 74**.

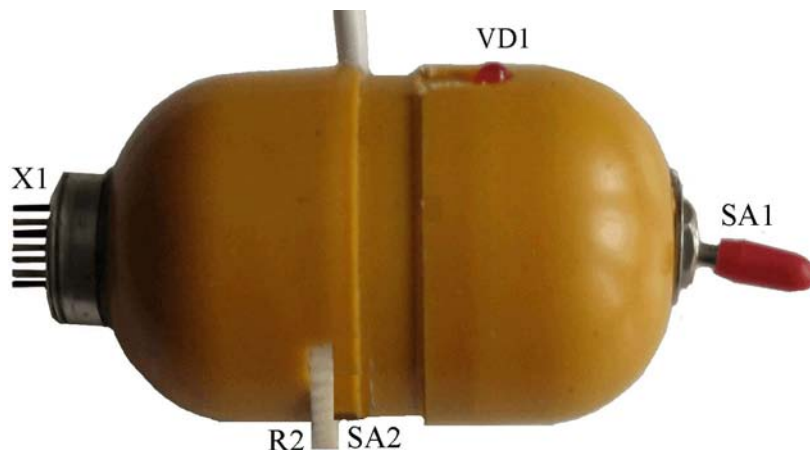
Многоигольчатый электростимулятор подключается к блоку рефлексотерапии при помощи 5-ти проводного кабеля и нестандартного 5-ти контактного разъема (XP1).

Электростимулятор устанавливается непосредственно на тело пациента в области биологически активной точки или патологического очага.

При проведении сеанса лечения необходимо плотно прижать электрод (X1) к коже и включить прибор. Постепенно увеличивая величину стимулирующего воздействия, желательного достичь чувствительного покалывания, не допуская при этом дискомфорта. Активными вибрационными движениями с



**Рис. 75.** Принципиальная электрическая схема точечного электромагнитного стимулятора



**Рис. 74.** Внешний вид многоигольчатого стимулятора

постоянной сменой положения и полярности электрода можно добиться определенного лечебного эффекта.

Время сеанса и их количество определяются экспериментально, и строго индивидуально.

#### Точечный электромагнитный стимулятор

Точечный электромагнитный стимулятор используется совместно с основным блоком для воздействия переменным магнитным полем на биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная схема точечного электромагнитного стимулятора приведена на **рис. 75**.

Схема, приведенная на **рис. 75**, представляет собой ключ, реализованный на транзисторах типа КТ315 (VT1, VT2). Электромагнит YA1 включен в коллекторную цепь транзисторов VT1, VT2.

Бескорпусной светодиод VD1 служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1. Светодиод закреплен на сердечнике электромагнита.

В качестве электромагнита используется укороченная магнитная система шагового электродвигателя от будильника китайского производства. Габаритные размеры электромагнита, не более 7x14x23 мм.

Катушка электромагнита (YA1) содержит 1600 витков провода ПЭВ-1, Ø0,1 мм. Сопротивление катушки постоянному току – 40 Ом. Рабочее сечение двухполюсного магнитопровода составляет (3,9x1,1 мм) x 2. Индукция магнитного поля при токе 50 мА составляет, не менее 20 мТл. Внешний вид электромагнита приведен на **рис. 76**.

Все элементы стимулятора размещены на печатной плате из фольгированного стеклотекстолита,



**Рис. 76.** Внешний вид электромагнита





Рис. 77. Внешний вид платы электромагнитного стимулятора

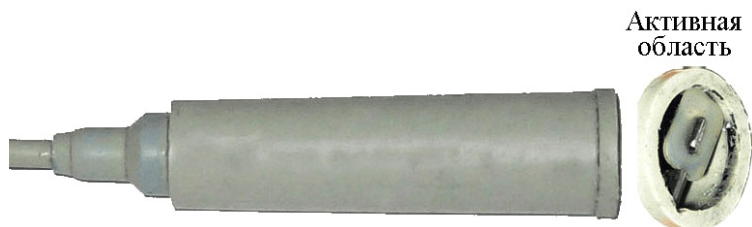


Рис. 78. Внешний вид точечного электромагнитного стимулятора

толщиной 1,5 мм. Габаритные размеры платы 14x65 мм. Внешний вид платы стимулятора приведен на рис. 77.

Точечный электромагнитный стимулятор размещается в пластмассовом корпусе. В качестве заготовки использован корпус от фломастера. С лицевой стороны корпус защищен прозрачной крышкой из оргстекла, толщиной 0,3...0,5 мм.

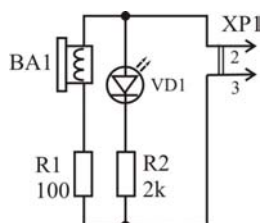


Рис. 79. Принципиальная электрическая схема точечного фоновостимулятора

Габаритные размеры точечного стимулятора, не более  $\varnothing 20 \times 75$  мм. Масса, не более 15 г. Внешний вид точечного электромагнитного стимулятора приведен на рис. 78.

Точечный электромагнитный стимулятор подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-х контактного разъема XP1 (типа Jack NP107 3,5 мм).

#### Точечный фоновостимулятор

Точечный фоновостимулятор используется совместно с основным блоком для воздействия микро-вибрациями звуковой частоты на биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная схема фоновостимулятора приведена на рис. 79.

В качестве источника акустических колебаний используется магнитоэлектрический излучатель (BA1) с габаритными размерами

$\varnothing 14 \times 10$  мм, с сопротивлением 35 Ом и уровнем звукового давления до 70 дБ. Диапазон частот фоновостимулятора от 300...3000 Гц [19]. Индукция постоянного магнитного поля на лицевой поверхности излучателя составляет 1...1,5 мТл.

Светодиод VD1 ( $\varnothing 3$  мм, красного цвета) служит индикатором тока в цепи электромагнита YA1.

Фоновостимулятор размещается в цилиндрическом пластмассовом корпусе. Габаритные размеры фоновостимулятора, не более  $\varnothing 17 \times 43$  мм. Масса, не более 20 г. Внешний вид точечного фоновостимулятора приведен на рис. 80.

Точечный фоновостимулятор подключается к основному блоку при помощи 2-х проводного кабеля и разъема XP1 (типа Jack NP107 3,5 мм).

#### Литература

19. Иллюстрированный атлас акупунктуры. Биологические активные точки тела, ушей, триггерные зоны (пер. с англ.) Гекер Г., Стивлинг А., Пьюкер Э., Кастнер Дж., Либхен К. - Издательство АСТ, 2008 г. - 244 с.

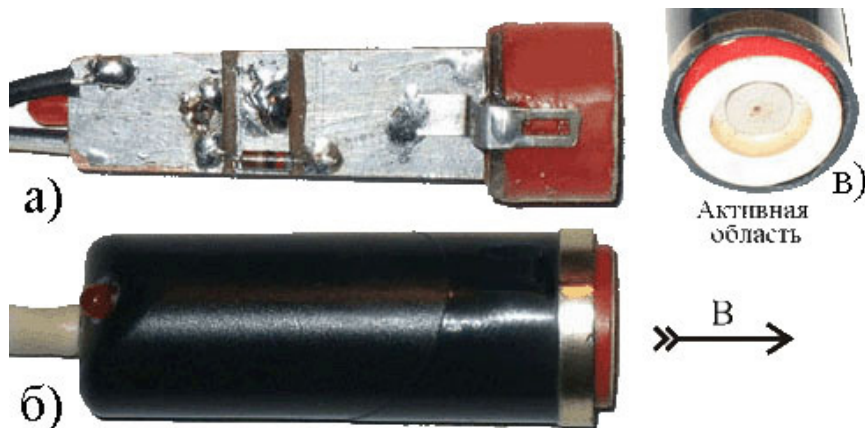


Рис. 80. Внешний вид точечного фоновостимулятора:  
а - плата с излучателем; б - внешний вид; в - активная область



Окончание в №7/2010



# Радиолобителю о медицинских приборах индивидуального пользования

Михаил Бараночников

г. Москва

E-mail: baranochnikov@mail.ru



Окончание. Начало  
в №№10-12/2009,1-6/2010

## Точечный оптоstimулятор

Точечный оптический стимулятор используется совместно с основным блоком для воздействия лазерным оптическим излучением, с длиной волны 0,63 мкм на биологически активные точки, расположенные на теле пациента. Принципиальная электрическая схема точечного оптоstimулятора приведена на **рис. 81**.

Схема, приведенная на **рис. 81**, представляет собой ключ, реализованный на транзисторах типа KT315 (VT1, VT2). Лазерные диоды VD1 и VD2 включены в коллекторную цепь транзисторов VT1, VT2.

В качестве источников оптического излучения с длиной волны 0,63 мкм в стимуляторе используются лазерные диоды (ЛД), устанавливаемые в лазерной указке китайского производства.

Лазерная указка разбирается путем выдавливания из корпуса указки платы с размещенным на ней ЛД. Для чего использовалась оправка диаметром 6 мм, которую с некоторым усилием вдавливают в корпус со стороны излучателя.

Для получения максимальной мощности в данной конструкции оптоstimулятора использованы

два лазерных диода, для чего необходимо разобрать две указки.

Извлеченные из указки две микроплаты с ЛД устанавливаются на общую стеклотекстолитовую плату с габаритными размерами 39x11,6x1,5 мм.

На той же плате устанавливаются транзисторы (VT1, VT2), остальные резисторы и кнопочный выключатель SB1. Все резисторы бескорпусные, типоразмера 1206. В качестве SB1 используется тактовая кнопка типа TS-A1PS-130.

Для фокусировки луча двух ЛД в заданном месте на теле пациента используется фокус (диаметр d2/D10, длина 10 мм). Применение фокуса обеспечивает безопасность применения ЛД, так как лазерный луч не может попасть в глаза пациента.

Схема расположения основных элементов оптоstimулятора приведена на **рис. 82**.

Внешний вид общей платы оптоstimулятора без фокуса приведен на **рис. 83**.

Общая плата механически соединяется с полиэтиленовой втулкой

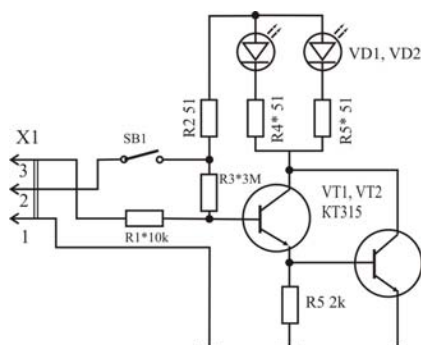
(Ø15x16 мм), в которой установлен фокус. Затем общая плата с элементами, втулкой и фокусом размещается в "родном" алюминиевом корпусе лазерной указки.

В данной конструкции оптоstimулятора использованы два излучающих узла от лазерной указки с излучаемой мощностью, менее 1 мВт.

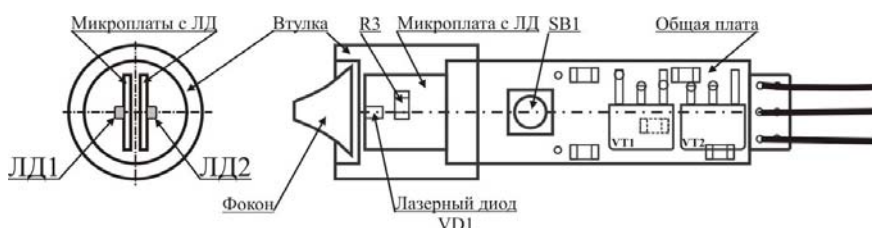
*При возможном повторении конструкции оптоstimулятора лучше использовать узел от более мощной лазерной указки (5...10 мВт) или красный лазерный диод от пишущего DVD-привода. Мощность лазера должна быть достаточной, чтобы нагреть БАТ примерно на 10...12°C.*

## Налаживание стимулятора

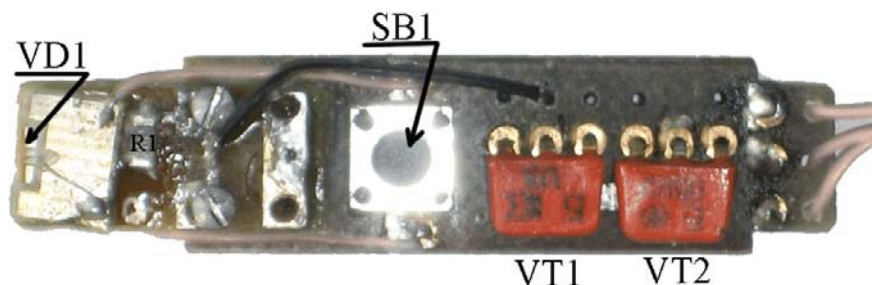
Схема, приведенная на **рис. 81**, не требует особой наладки. Правильно собранный оптоstimулятор работает сразу. Процесс наладки прибора сводится к подбору резисторов R1, R2 и R3 с целью достижения максимальной яркости свечения лазерных диодов VD1, VD2. Контроль параметров осуществляется



**Рис. 81.** Принципиальная электрическая схема точечного оптоstimулятора



**Рис. 82.** Схема расположения основных элементов оптоstimулятора



**Рис. 83.** Внешний вид общей платы оптоstimулятора

при помощи индикатора освещенности, описание которого приводилось выше.

Активная зона оптоstimулятора составляет  $\varnothing 1,5$  мм. Ток потребления многоканального оптоstimулятора, не более 150 мА.

Габаритные размеры оптоstimулятора, не более  $\varnothing 12,6 \times 69$  мм. Масса, не более 15 г. Внешний вид оптоstimулятора приведен на **рис. 84**.

Оптоstimулятор подключается к основному блоку при помощи 3-х проводного кабеля и 3-контактно-го разъема XP1 (типа Jack NP107 3,5 мм).

### Ультратоновый стимулятор

Ультратоновый стимулятор предназначен для воздействия в лечебных целях токами надтональной частоты. Основными действующими факторами ультратонотерапии являются высокочастотный ток ( $F = 20$  или  $25$  кГц), высоковольтный коронный разряд, тепло, выделяющееся в тканях организма и в областях коронного разряда, незначительное количество озона и окислов азота.

Принципиальная электрическая схема ультратонового стимулятора приведена на **рис. 85**.

Схема, приведенная на **рис. 85**, представляет собой генератор сигналов с мощным высоковольтным выходом, и состоит собственно из генератора и усилителя мощности.

Схема работает следующим образом.

Микросхема DA1 является задающим генератором, который



**Рис. 84.** Внешний вид оптоstimулятора

формирует прямоугольный импульсный сигнал с частотой 100 кГц, а микросхема DD3 выполняет роль делителя частоты с коэффициентом 4 или 5, для формирования сигнала с частотой 25 или 20 кГц. Сигнал с частотой 25 или 20 кГц с выхода микросхемы DA3, через переключатель SA3, резисторы R5, R6 и конденсатор C6 поступает на вход усилителя мощности. В качестве делителя частоты (DA3) использована ИС счетчика типа K155IE4. (Джампер JQ1 служит для возможного переключения выходной частоты генератора с 25(20) кГц на 100 кГц.)

В качестве активного элемента задающего генератора (DA1) использована КМОП ИС таймера типа 7555IN. Схема включения ИС несколько отличается от известной [17]. Кварцевый резонатор (G1) включен не в цепь обратной связи, а параллельно времязадающему конденсатору (C1). Такая схема показала вполне достаточную практическую стабильность поддержания рабочей частоты. (В схеме использован миниатюрный кварцевый резонатор  $\varnothing 3$  мм.)

Схема задающего генератора предусматривает использование его в режиме модуляции сигнала. Для чего на вывод 5 (DD1), через

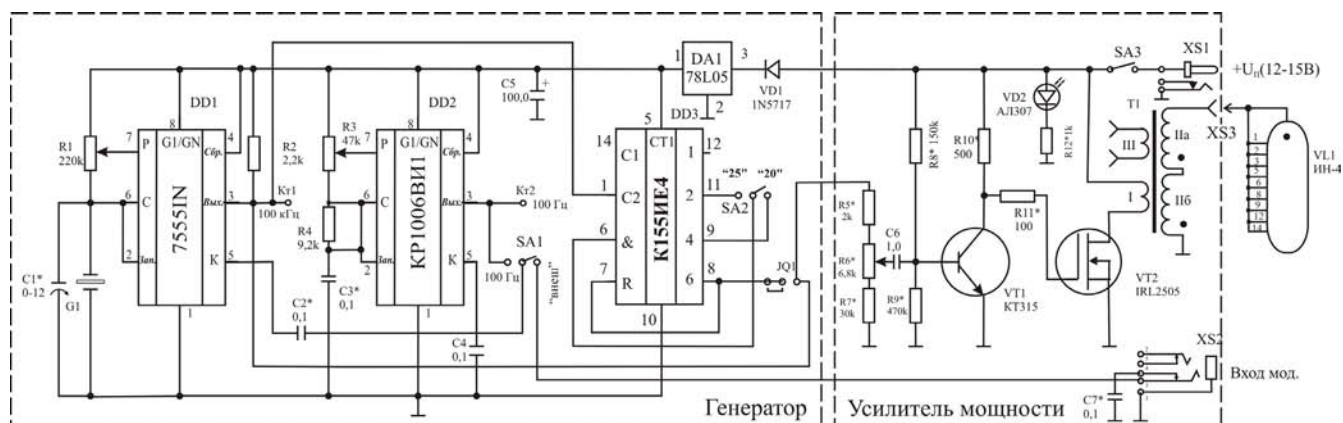
переключатель SA1, может подаваться сигнал с выхода микросхемы DD2 или с основного блока – через разъем XS2.

В качестве внутреннего генератора сигнала модулирующей частоты 100 Гц используется микросхема DD2. В качестве активного элемента (DD2) генератора модулирующего сигнала использована ИС таймера типа KP1006BII1, включенная в типовом режиме [17]. Схема генератора обеспечивает стабильность поддержания частоты в пределах 10%. При реализации схемы желательно использовать времязадающие элементы (R3, R4 и C3) с низким температурным коэффициентом. В качестве подстроечного резистора R3 целесообразно использовать СП5-3.

Все пассивные элементы, использованные в схеме, – бескорпусные. Резисторы R1 и R3 – импортные, типа 3266W. Конденсатор C1 керамический, типа КПК-М.

Диод Шоттки VD1 (типа 1N5717) служит для защиты схемы от ошибочного подключения к источнику питания иной полярности. Светодиод VD1 (АЛ307) является индикатором напряжения в цепи питания схемы стимулятора.

Процесс наладки генератора сводится к подбору конденсатора



С1 и резистора R1 с целью получения частоты 100 кГц генератора; и подбора величины резистора R3, R4 и конденсатора С3 с целью установки частоты 100 Гц. Контроль ведется при помощи стандартных измерительных приборов – осциллографа и частотомера.

Ток потребления генератора, при напряжении источника питания 12 В, составляет, не более 50 мА.

Все элементы генератора размещены на печатной плате типа “слепыш”. Максимальные габаритные размеры платы генератора, не более 92x20x15 мм. Внешний вид платы генератора приведен на **рис. 86**.

Усилитель мощности (УМ) реализован на транзисторах VT1 и VT2. Сигнал с выхода микросхемы DD3 поступает на базу транзистора VT1 (КТ315), а затем через резистор R11 – на затвор транзистора VT2. В качестве выходного транзистора (VT2) использован мощный полевой MOSFET транзистор типа IRL2505. (Возможно использование мощных полевых транзисторов других типов, например, IRFZ44.) К выходу транзистора VT1 подключен повышающий трансформатор Т1.

В схеме УМ использованы бескорпусные и миниатюрные пассивные элементы. Все элементы схемы размещены на печатной плате из фольгированного стеклотекстолита. Транзистор VT2 размещен на алюминиевом уголковом ребристом радиаторе с эффективной площадью порядка 30 см<sup>2</sup>. Максимальные габаритные размеры платы усилителя мощности, не более 80x18x44 мм (с учетом размеров радиатора). Внешний вид платы усилителя мощности приведен на **рис. 87**.

В качестве магнитопровода трансформатора Т1 использован П-образный ферритовый сердечник типа ПК30х16, 3000НМС. В целях уменьшения объема, занимаемого трансформатором, у второй половины сердечника алмазной пилой или при помощи наждака спилены боковины.

Трансформатор Т1 содержит три обмотки. Первичная обмотка (I)

размещена непосредственно на сердечнике и содержит 40 витков провода МГТФ сечением 0,35 мм<sup>2</sup>. Вторичная обмотка состоит из двух катушек (IIa, IIб), намотанных на каркасах из органического стекла. Обмотка каждой катушки содержит по 4000 витков провода ПЭВ-2, Ø0,11 мм. При намотке катушек каждые 1000 витков прокладываются двумя слоями липкой ленты (скотча). После намотки каждую катушку защищают тремя слоями скотча.

Третья обмотка (III) размещена непосредственно на сердечнике и содержит 30 витков провода МГТФ сечения 0,12 мм<sup>2</sup>. Обмотка служит для контроля уровня и формы выходного сигнала в процессе настройки УМ.

После размещения обмоток обе части сердечника трансформатора, через прокладки из стеклотекстолита, скрепляют стальными шпильками с резьбой М2. Этими же шпильками к трансформатору прикрепляются

две стальные пластины, которые являются несущими элементами конструкции стимулятора.

Внешний вид выходного трансформатора и каркаса катушки приведен на **рис. 88**.

Процесс наладки усилителя мощности сводится к подбору резисторов R8...R11 с целью получения максимальной величины “неискаженного” сигнала. Контроль осуществляется по сигналу, снимаемому с выводов обмотки III, при помощи стандартных измерительных приборов – осциллографа и мультиметра. (Следует учитывать, что при соприкосновении рабочего электрода с телом пациента образуется электрический разряд, искажающий форму сигнала.)

В целях обеспечения безопасности неопытного пользователя, в данном варианте схемы, эффективное выходное напряжение устанавливалось порядка 2000 В, что несколько ниже промышленных образцов, питаемых от сети 220 В.

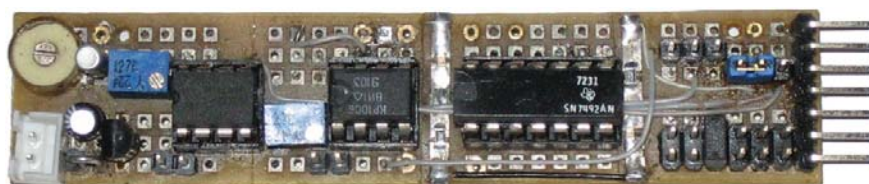


Рис. 86. Внешний вид платы генератора

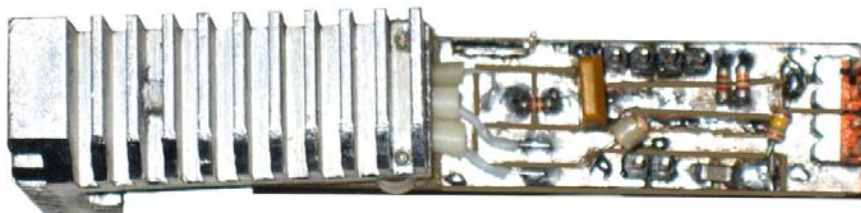


Рис. 87. Внешний вид платы усилителя мощности

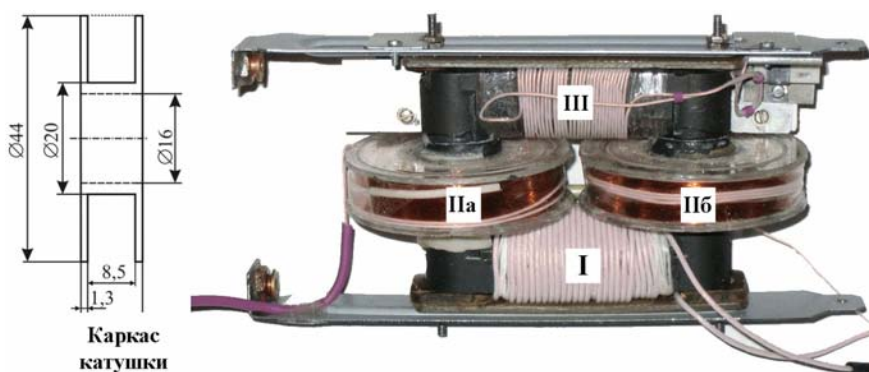


Рис. 88. Внешний вид выходного трансформатора и каркаса катушки



При необходимости увеличения выходного напряжения до 3000 В требуется корректировка схемы выходного каскада. Наиболее целесообразно использовать парафазное включение двух выходных мощных полевых (типа IRL2505 или IRFZ44) или комплиментарных (типа KT818, KT919 или KT850, KT851) транзисторов. При этом необходимо увеличить площадь радиатора и учитывать значительное увеличение тока потребления УМ, а также необходимость обеспечения эффективного теплоотвода.

В качестве стационарного поверхностного рабочего электрода ультратоностимулятора использован вакуумный индикатор типа ИН-4. Возможно также использование индикатора типа ИВ-22А и других, заполненных неоном.

Для стимулирования биологически активных точек предусмотрена возможность использования "точечного" рабочего электрода,

реализованного на основе тиратрона МТХ-90. В этом случае все три вывода тиратрона соединятся и подпаиваются к одному разъему. Тиратрон размещается в цилиндрическом пластмассовом корпусе.

"Точечный" электрод может подключаться к прибору при помощи дополнительного кабеля, выполненного из гибкого высоковольтного провода. Максимальные габаритные размеры "точечного" рабочего электрода, не более  $\varnothing 14 \times 58$  мм. Масса, не более 5 г. Внешний вид "точечного" рабочего электрода приведен на **рис. 89**.

#### Конструкция ультратоностимулятора

Все узлы стимулятора размещаются на несущих пластинах трансформатора (см. **рис. 88**). Непосредственно на пластинах закрепляются платы генератора и усилителя мощности. К несущим пластинам с одной стороны прикрепляется держатель рабочего электрода, с другой – панель управления прибором.

Держатель рабочего электрода представляет собой конструкцию из органического оргстекла, выполненную в форме "чаши"  $\varnothing 75$  высотой 23 мм. На лицевой стороне держателя закрепляется стандартная 14-ти контактная панелька (под ИН-4) и одноконтактный разъем XS3.

Панель управления представляет собой диск из текстолита  $\varnothing 70$  и толщиной 4 мм. На панели управления размещаются: переключатели SA1, SA2, выключатель питания SA3, разъем питания XS1 (типа DJK-04), входной разъем XS2 (типа СКХ-3.5-30), регулятор уровня выходного сигнала R6 (типа СП2-2, 0,5 Вт) и светодиод VD2.

Собранное устройство защищается пластмассовым кожухом, толщиной 1,5 мм.

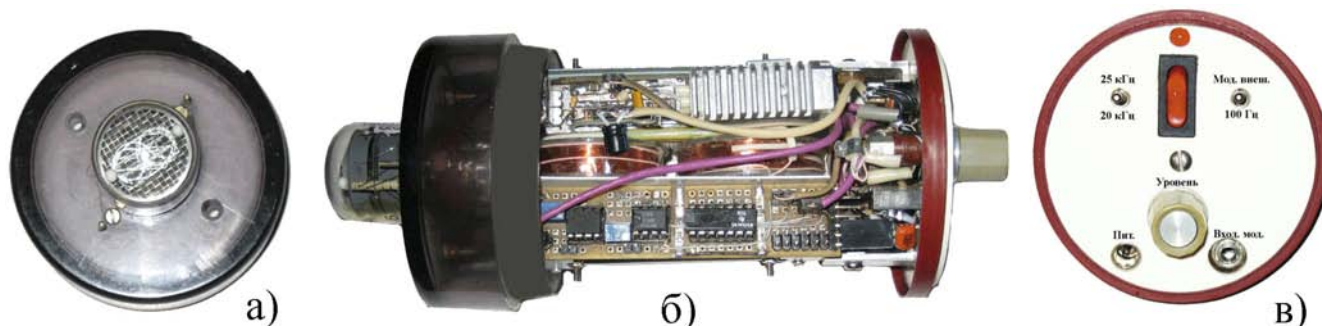
Внешний вид сборки стимулятора со снятым кожухом приведен на **рис. 90**.

Для удобства использования на кожухе прибора может устанавливаться рукоятка, изготовленная из элементов пистолета-игрушки. Габаритные размеры ультратоностимулятора, не более  $\varnothing 80 \times 180$  мм (без рукоятки) и  $110 \times 85 \times 27$  мм (рукоятка). Масса, не более 620 г. Общий внешний вид ультратоностимулятора приведен на **рис. 91**.

Питание ультратоностимулятора осуществляется только от автономного источника с напряжением 12-15 В. При напряжении источника питания 12 В общий ток потребления составляет, не более 1 А, что необходимо учитывать при выборе источника (или сетевого адаптера).



**Рис. 89.** Внешний вид "точечного" рабочего электрода



**Рис. 90.** Внешний вид:

а – держателя рабочего электрода, в – панели управления, б – сборки стимулятора со снятым кожухом



**Рис. 91.** Общий внешний вид ультратоностимулятора

Стимулятор может работать как в автономном режиме, включая режим модуляции 100 Гц, так и при управлении режимом модуляции от основного блока. Ультратоностимулятор подключается к основному

блоку при помощи 2-х проводного кабеля и двух 2-х контактных разъемов типа Jack NP107 3,5 мм.

Продолжительность одного цикла работы стимулятора не должна превышать 10 минут при 20-ти минутном перерыве.

При проведении сеанса лечения поверхностный электрод прикладывается к нужному предварительно осушенному участку тела. Затем электрод плавными движениями перемещается по проблемному участку тела. При необходимости оказания слабого воздействия

электрод перемещается при минимальном уровне выходного сигнала, без отрыва от тела пациента. При работе прибора чувствуется небольшой разогрев кожи и ощущается легкое покалывание.

При необходимости раздражающего воздействия электрод при максимальном уровне сигнала перемещается над поверхностью тела. Для обеспечения гарантированного зазора между электродом и поверхностью тела воздействие можно осуществлять через тонкую тканевую прокладку (марлю, салфетку).



### Литература

20. Трейстер Р. Радиолубительские схемы на ИС типа 555: Пер. с англ. - М.: Мир, 1988. - 263 с.

21. ADG428/ADG429 LC2MOS Latchable 4-/8-Channel High Performance Analog Multiplexers. Проспект фирмы Analog Devices, Inc., 1999. - 12 p.

## НЕКОТОРЫЕ ОБЩИЕ ВЫВОДЫ

Конструкция настоящего комплекта специально не отработывалась. Использовались подручные и доступные автору материалы, конструктивные и комплектующие элементы. Все устройства, как правило, требовали индивидуальной настройки, исходя из номенклатуры применяемых элементов и предполагаемого эффекта.

Все составляющие "аппараты" описанного комплекта устройств изготавливались постепенно, а их эффективность проверялись "на себе".

После многократного использования нескольких вариантов подобных устройств были сделаны следующие выводы:

1. Эффективность исследованных приборов и устройств строго индивидуальна, она различна и зависит не только от технических параметров устройств, но и от иных, как объективных, так и субъективных факторов.
2. Применение подобных приборов не является панацеей от болезней, а служит только дополнением к медикаментозному лечению, а потому не следует прекращать прием препаратов и процедур, назначенных лечащим врачом.
3. При решении вопросов самостоятельного повторения радиолубителями конструкций промышленных образцов медицинских приборов индивидуального применения, следует с особой осторожностью относиться к рекламе подобных приборов.
4. Кроме того, для разработки и использования подобных приборов требуются определенные знания медицинского характера.

При возможном повторении конструкций описываемых приборов или реализации аналогичных устройств можно оптимизировать их структуру, их дизайн и выходные параметры. Можно вводить дополнительные элементы установки рабочих режимов. Можно использовать современную элементную базу и цифровые методы управления

В данном случае автор предпочел упрощенные варианты приборов. Эффективность лечения, в основном, определялась оптимизацией времени воздействия физического фактора.