

АППАРАТЫ ДЛЯ ТЕРАПИИ ИМПУЛЬСНЫМИ И ПЕРЕМЕННЫМИ ТОКАМИ

В современной электротерапии широко применяются импульсные токи, состоящие из ритмически повторяющихся кратковременных импульсов электрического тока.

По сравнению с непрерывными воздействиями импульсная электротерапия имеет ряд особенностей и преимуществ, например таких, как:

- медленное развитие адаптации организма;
- возможность более широкого варьирования параметров процедуры;
- возможность воздействия на более глубоко расположенные ткани;
- более выраженная специфичность действия;
- физиологичность воздействия.

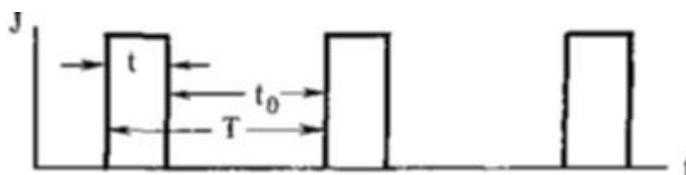
Для реализации этих преимуществ и достижения максимального терапевтического результата важно правильно подобрать параметры импульсного воздействия: они должны соответствовать характеру ритмической деятельности органа (ткани). При подборе адекватных параметров импульсной электротерапии надо исходить *из трех основных принципов*:

- длительность импульсов должна соответствовать хронаксии раздражаемой ткани;
- частота импульсов должна соответствовать лабильности ткани;
- форма импульса (или скорость нарастания раздражения) должна соответствовать способности ткани к аккомодации.

К импульсной терапии обычно относят следующие методы: электросон, диадинамотерапия, амплипульстерапия, интерференцтерапия, флюктуоризация, транскраниальная и короткоимпульсная электроанальгезия. Несколько особое место в их ряду занимают электродиагностика.

Виды переменных и импульсных токов, применяемые в физиотерапии

Простейшим и исторически первым введенным в практику импульсным током являлся ток, получаемый ручным или автоматическим (например, с помощью метронома) прерыванием цепи постоянного тока. Идеализированный график такого тока приведен на рисунке.



Действие импульсного тока на организм, помимо силы тока, в значительной степени определяется временными характеристиками: а) длительностью импульса t , б) частотой повторения импульсов f или периодом T , в) формой импульса, главным образом длительностями фронта и среза.

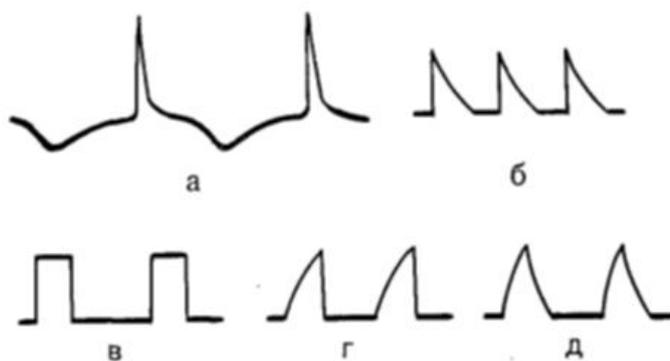
Раздражающее действие импульсного тока при данных временных характеристиках обусловлено его амплитудным значением I_a , которое в аппаратах измеряется специальными сравнительно сложными устройствами. Во многих случаях, однако, применяются магнитоэлектрические приборы, измеряющие постоянную составляющую I_0 импульсного тока. В этом случае надо знать соотношение между амплитудным значением и постоянной составляющей, которое зависит от формы и частоты следования импульсов. Для прямоугольных импульсов амплитудное значение равняется постоянной составляющей, умноженной на скважность

$$I_a = I_0 \cdot Q.$$

При синусоидальных импульсах, полученных при однополупериодном выпрямлении переменного тока $I_a = I_0 \cdot \pi$, а при двухполупериодном выпрямлении $I_a = I_0 \cdot \pi / 2$

С развитием электроники появилась возможность получать импульсные токи с любыми необходимыми параметрами. В современных аппаратах используются различной формы импульсы длительностью от десятков микросекунд до нескольких секунд, с частотой повторения от долей до десятков тысяч герц.

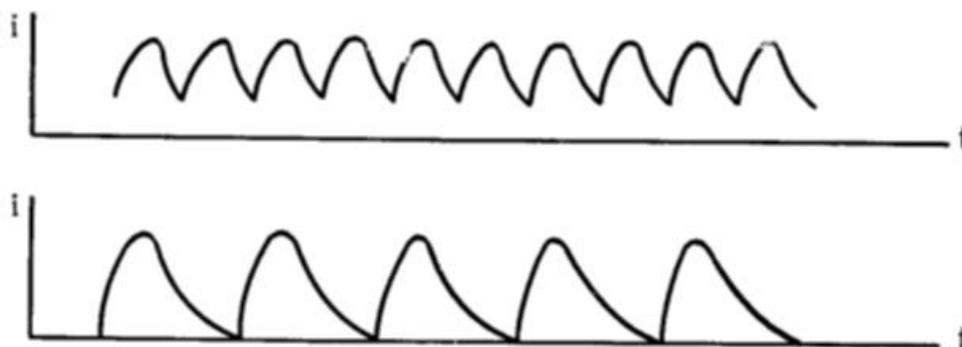
Форма импульсов может быть самой разнообразной. Некоторые виды импульсов показаны на рисунке.



Различные виды импульсного тока.

а — фарадический ток; б — конденсаторные разряды с экспоненциальным срезом; в — прямоугольные импульсы; г — импульсы с экспоненциальным фронтом; д — импульсы с экспоненциальными фронтом и срезом.

К импульсным токам относятся диадинамические токи, представляющие собой комбинации импульсов, по форме близких к синусоидальным с частотой 50 и 100 Гц.



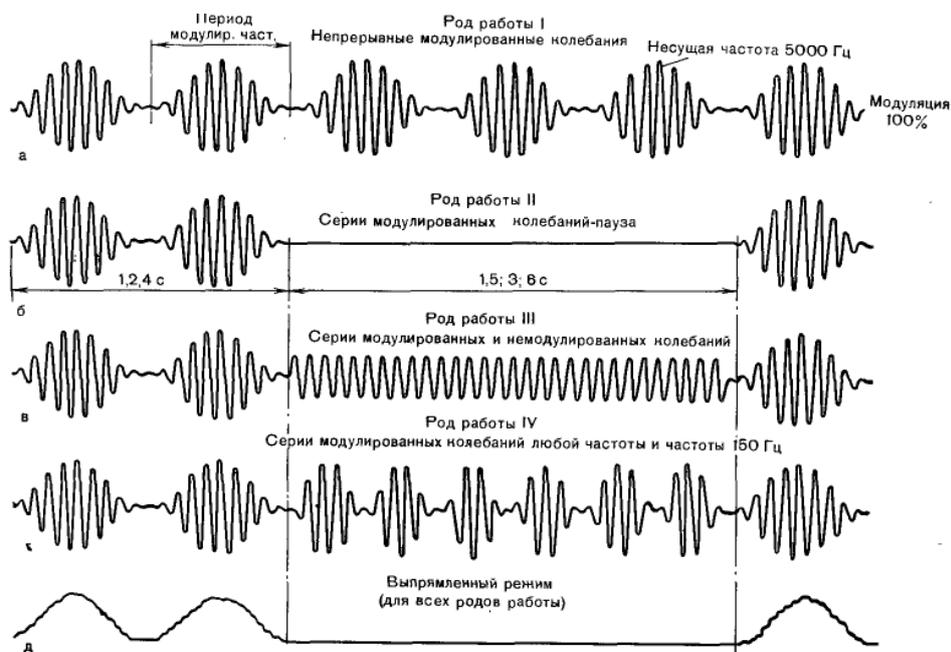
Диадинамические токи

У отдельных видов диадинамических токов амплитуда импульсов не постоянна, а изменяется (модулирована) по определенному закону. Подача импульсного тока отдельными посылками (сериями) с перерывами, равными или несколько большими длительности посылок, является более физиологичной чем непрерывная последовательность импульсов, так как обеспечивает возможность для отдыха ткани, что совершенно необходимо, например, при сокращении мышц.

Имеет значение и постепенное увеличение и спадание амплитуды импульсов, обеспечивающее более плавное, безболезненное сокращение мышц.

Огибающие посылок модулированных по амплитуде импульсов также представляют собой импульсы (большей длительности и меньшей частоты повторения) и характеризуются теми же параметрами, что и рассмотренные выше.

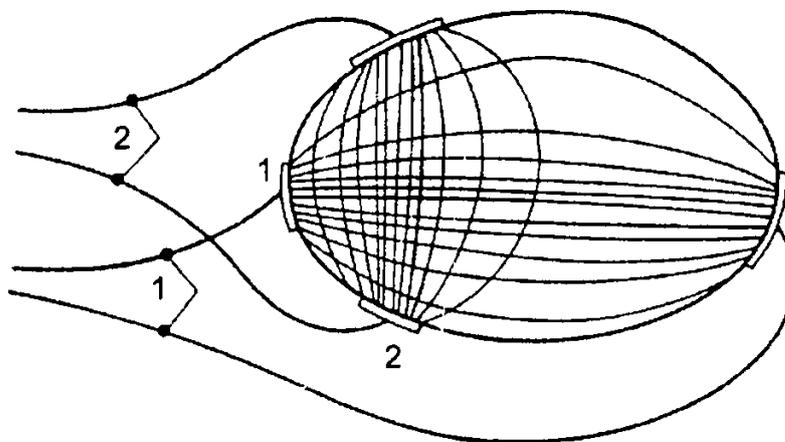
Помимо однополярных импульсов, широкое применение в электротерапии находят переменные токи частотой до 5—10 кГц, модулированные по амплитуде напряжением низкой частоты. Использование модулированных переменных токов повышенной частоты позволяет значительно уменьшить болезненность при воздействии, поскольку порог болевой чувствительности растет с частотой быстрее, чем порог сокращения. Это объясняется, в основном, значительным уменьшением с повышением частоты емкостного сопротивления кожи, в которой сосредоточены болевые рецепторы. Применение переменного тока позволяет также в связи с отсутствием явлений поляризации избежать раздражения кожи и ощущения жжения под электродами.

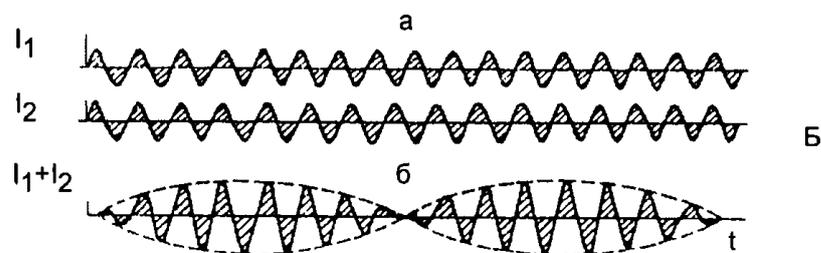


Модулированные токи высокой частоты

Обычно в терапевтических аппаратах и стимуляторах, использующих переменный ток, выбирается частота в диапазоне 2—5 кГц, так как при использовании более высоких частот для эффективного воздействия требуется значительно большее значение тока, а на более низких частотах теряется преимущество безболезненности.

В электротерапии применяются так называемые интерференционные токи, создаваемые с помощью двух пар электродов, питаемых напряжениями с близкими частотами (например, 4900 Гц и 5000 Гц). За счет биений обеспечивается воздействие на ткани низкочастотным током разностной частоты. При этом воздействие локализовано в области пересечения путей тока от каждой пары электродов.





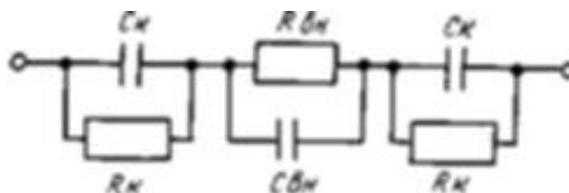
Интерференционный ток

Используется также переменный ток с шумовым спектром. Такой ток состоит из синусоидальных колебаний с частотой в пределах от 20 Гц до 20 кГц, хаотично комбинирующихся между собой.

Особенностью действия подобного тока на организм является то, что беспорядочная смена параметров колебаний препятствует возникновению суммационных и адаптационных процессов в тканях, которые имеют место при ритмичном воздействии одинаковых по характеру импульсов или колебаний.

Выбор того или иного вида тока, а также его параметров, определяется назначением аппарата.

Применяя импульсный и особенно переменный ток для воздействия на ткани организма, следует учитывать, что электропроводность тканей имеет также емкостную составляющую, обусловленную поляризационными явлениями в тканях. В общем виде эквивалентная электрическая схема для цепи, содержащей ткани организма, при воздействии постоянным и импульсным токами может быть представлена в виде нескольких последовательно включенных резисторов, каждый из которых шунтирован конденсатором.

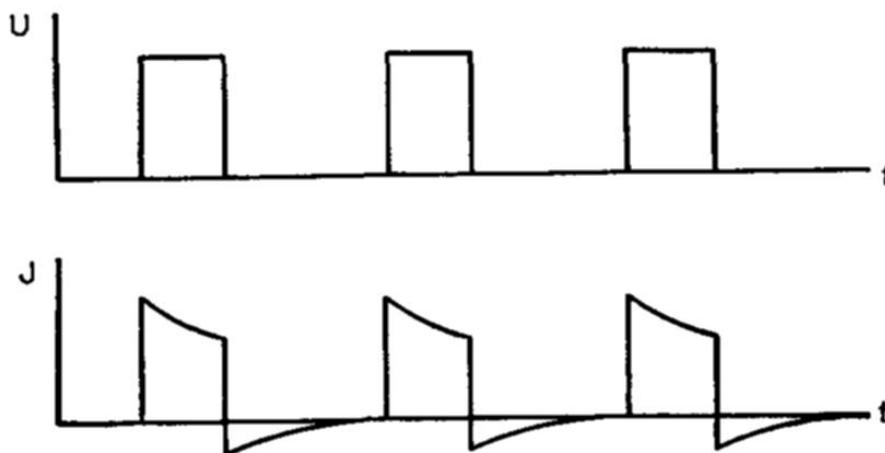


В этой схеме R_k и C_k соответствуют эквивалентным сопротивлению и емкости слоя кожи и подкожной клетчатки, в которых емкость играет значительную роль, а $R_{вн}$ и $C_{вн}$ сопротивлению и емкости глубоко лежащих тканей, где емкость имеет меньшее значение.

При небольшой площади электродов (несколько квадратных сантиметров) и незначительной силе тока (постоянная составляющая — доли миллиампер) для эквивалентной схемы можно принять следующий порядок величин R_k :1000—2000 Ом,

Ск : 0,03—0,05 мкФ, Rвн: 500—1000 Ом и Свн : 0,01—0,02 мкФ.

Следствием емкостных свойств тканей является то, что форма импульсов тока, проходящего через них, может отличаться от формы импульсов приложенного напряжения. С этим необходимо считаться при точных исследованиях. В качестве примера на рисунке показана форма импульсов тока, получающихся при действии на ткани организма импульсов напряжения прямоугольной формы.



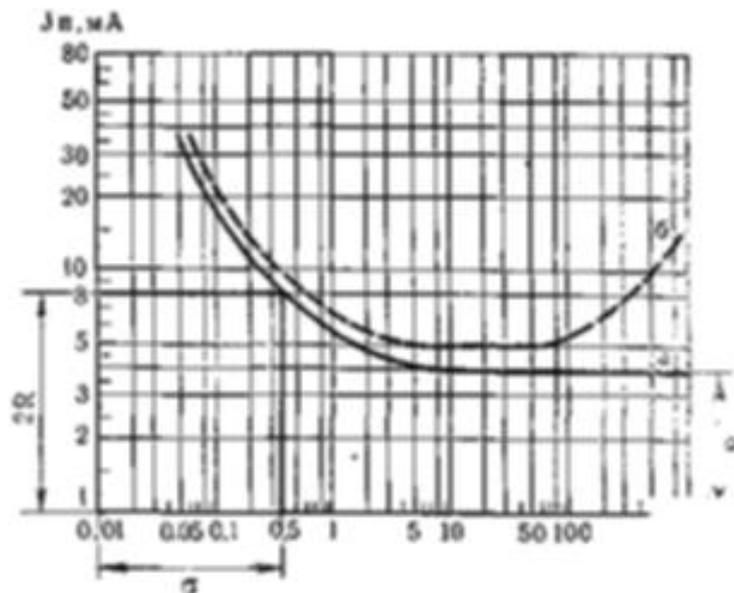
Форма импульсов напряжения на электродах и тока, проходящего через ткани организма.

Методы электродиагностики и электротерапии импульсными и переменными токами

Электродиагностикой, или исследованием электровозбудимости, называется метод определения функционального или анатомического состояния периферических нервов и мышц при помощи раздражения их электрическим током. При этом форма и интенсивность электрического раздражения сопоставляется с характером ответной реакции, преимущественно в виде сокращения мышц.

В зависимости от степени развития в мышце дегенеративных процессов она отвечает на раздражение не молниеносным, характерным для здоровой ткани, а более или менее замедленным, вялым сокращением. Искажается также нормальное соотношение между пороговыми значениями тока при раздражении с катода или анода, при размыкании и замыкании цепи тока.

В настоящее время получил распространение метод электродиагностики одиночными импульсами прямоугольной формы различной длительности. Метод основан на том, что раздражающее действие относительно кратковременных (малые доли секунды) импульсов тока зависит от их длительности. При исследовании определяют силу тока, вызывающего пороговую, т. е. наименьшую заметную, реакцию раздражения при различной длительности t прямоугольного импульса. Затем строят график зависимости порогового тока от длительности импульса (кривая электровозбудимости или сокращенно кривая «сила — длительность») и по его характеру судят о состоянии нерва или мышцы. На этом же принципе основан более простой метод «хронаксиметрии», при котором определяют два характерных параметра кривой электровозбудимости: реобазу R , равную значению I_p тока, вызывающего пороговое раздражение при сколь угодно большой длительности импульса, и хронаксию σ или длительность импульса, для которого амплитуда тока равна удвоенной реобазе.

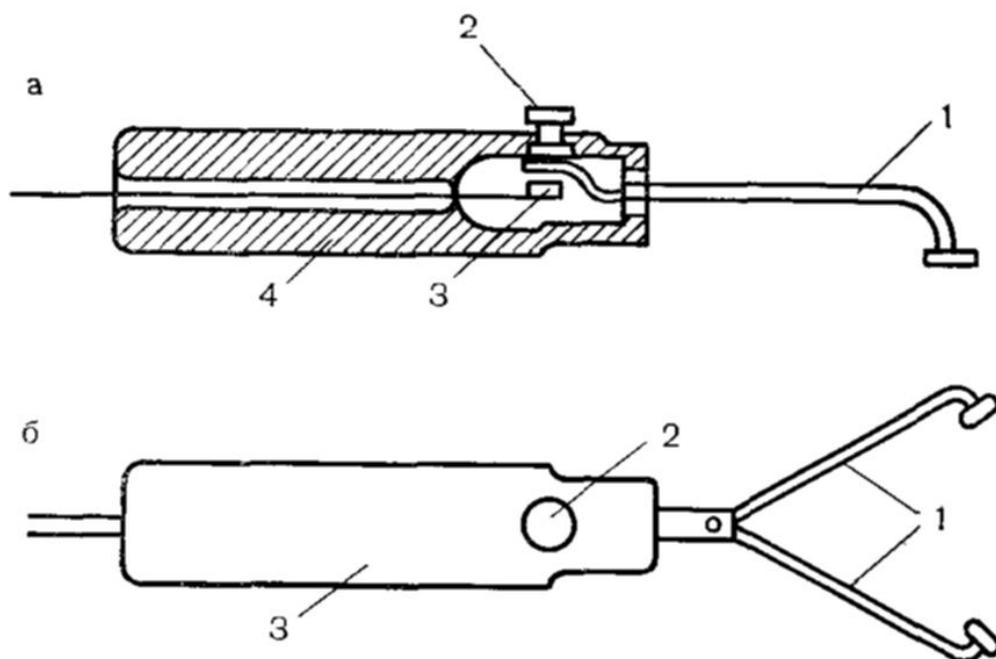


Кривая электровозбудимости а — при раздражении прямоугольными импульсами; б — при раздражении треугольными импульсами

При электродиагностике используется также раздражение импульсами, повторяющимися с определенной частотой. При этом определяется способность ткани воспринимать тот или иной ритм раздражения, так называемая лабильность. При исследовании устанавливается связь между характером сокращения мышц и частотой электрического раздражения. Уменьшение оптимальной частоты следования импульсов по сравнению со здоровой тканью свидетельствует о той или иной степени поражения нерва или мышцы. Исследование проводят с помощью кратковременных импульсов, частота которых изменяется в широких пределах. Имеются методы электродиагностики, с помощью которых исследуется аккомодационная способность ткани, проявляющаяся в зависимости возбудимости ткани от скорости нарастания раздражения, т. е., от крутизны фронта импульса. Пораженная мышца в той или иной степени теряет эту способность. Так для здоровой мышцы отношение амплитуды порогового треугольного импульса длительностью 1000 мс к реобазе составляет 3—6. Для пораженной мышцы это значение значительно меньше. Наконец, имеются и более сложные методы исследования электровозбудимости, при которых одновременно или в определенных комбинациях изменяются все три основных параметра электрических импульсов: длительность, частота и форма.

При электродиагностике применяется два электрода — активный и пассивный. Активный электрод имеет малую площадь (точечный электрод), в связи с чем на нем образуется высокая плотность раздражающего тока, и он располагается в точке нанесения раздражения. Пассивный электрод в виде пластинки значительной площади (не менее 150

см²) располагается в любом нейтральном месте (обычно в межлопаточной области при исследовании верхних конечностей или верхней половины тела, или в крестцово-поясничной — при исследовании нижних конечностей или нижней половины тела). Подобный метод воздействия называется монополярным. Активный электрод (рис.а) имеет форму изогнутого стержня 1 с утолщением на конце, вставленного в рукоятку 4. В рукоятке имеется кнопочный прерыватель 2—3 для включения и выключения тока. Рабочая поверхность электрода покрывается тканью, которая во время исследования смачивается теплым физиологическим раствором или водой. Неактивный электрод снабжается прокладкой.



Применяется и биполярный способ раздражения. Электрод для электродиагностики по этому методу изображен на рис. II — 16, б и состоит из двух изогнутых стержней (бранш) 1 с утолщением на конце (по типу монополярного электрода), укрепленных в общей рукоятке 3.

Бранши электродов раздвижные и могут устанавливаться на любом необходимом расстоянии. К обеим браншам подходят провода от аппарата. Ручка электрода снабжена прерывателем 2 в цепи одного провода. При биактивном раздражении оба электрода являются активными и располагаются в двух точках— или по концам исследуемой мышцы, или вдоль отрезка нервного ствола.