

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие	6
Список сокращений и условных обозначений	8
Введение	9
Глава 1. Аппараты для электрохирургии	10
1.1. Физическое обоснование принципов электрохирургии	11
1.2. Разновидности электрохирургических методов	14
Режимы воздействия электрохирургических аппаратов	17
1.3. Аргоноплазменная коагуляция	21
1.3.1. Область применения	23
1.3.2. Технические аспекты	23
Комплектация аргонового коагулятора	23
1.3.3. Недостатки аргоноплазменной коагуляции	24
1.4. Термоэлектролигирование	24
1.5. Представители электрохирургических аппаратов	26
1.5.1. Область применения	26
1.5.2. Технические аспекты электрохирургических аппаратов	27
1.5.3. Принципы работы электрохирургических аппаратов	27
Рекомендации по выбору аппаратов	30
1.5.4. Техника безопасности	32
Правила электробезопасности в хирургии	33
1.5.5. Аппараты типа LigaSure	37
Энергетическая платформа Force Triad	41
1.5.6. «Сургитрон»	42
Принцип действия аппарата «Сургитрон»	43
Плюсы и минусы	45
Глава 2. Аппаратура лазерного воздействия	47
2.1. Область применения аппаратов для лазерной хирургии	50
2.1.1. Представители лазерных аппаратов, применяемых в хирургии	52
Преимущества лазерной хирургии	54
Недостатки и противопоказания	55
Основы безопасности при работе с лазерами	55
Выбор очков для защиты от лазерного излучения	56

2.1.2. Аппараты для низкоинтенсивной лазерной терапии . . .	57
Принцип применения лазеротерапии	59
Принцип устройства аппарата для лазерной терапии	60
Область применения	61
Рекомендации по выбору аппаратов	63
Как выбрать?	66
Противопоказания к проведению лазеротерапии	67
Представители аппаратов лазерной терапии	68
2.1.3. Аппараты для фотодинамической терапии	69
Область применения	71
Принцип действия фотодинамической терапии	71
Преимущества фотодинамической терапии	72
Недостатки фотодинамической терапии	72
Как минимизировать отрицательный эффект от фотодинамической терапии?	73
Противопоказания к проведению фотодинамической терапии	73
Выбор аппарата для фотодинамической терапии	73
Выбор способа доставки лазерного излучения	74
Выбор фотосенсибилизатора	75
Представители аппаратов для фотодинамической терапии	78
Безопасность лазерной аппаратуры	79
Организация рабочих мест	80
Глава 3. Ультразвуковая аппаратура	82
3.1. Физические основы применения ультразвука	82
3.2. Биологическое воздействие ультразвука	85
История вопроса	86
3.3. Принципы применения ультразвука в хирургии	87
3.4. Представители аппаратов для ультразвуковой хирургии	89
Комплектация ультразвукового диссектора	90
Выбор аппарата	90
Преимущества ультразвуковой энергии	92
Недостатки хирургических ультразвуковых аппаратов	93
Техника безопасности	93
3.5. Ультразвуковые аппараты для интраоперационного исследования	94
Историческая справка	95
Область применения	95
Технические аспекты	95

Принцип работы ультразвуковых аппаратов для интраоперационного исследования	99
Методика выполнения интраоперационного ультразвукового исследования	101
Дезинфекция и обработка датчиков	102
Преимущества и недостатки ультразвуковых аппаратов для интраоперационного исследования	102
3.6. Оценка безопасности применения ультразвука в медицине.	103
3.7. Ультразвуковая аппаратура для стерилизации инструментов	103
Физические основы применения ультразвука для стерилизации	105
Область применения	105
Представители аппаратов для ультразвуковой обработки	106
Преимущества аппаратов для ультразвуковой обработки	108
Правила работы с ультразвуковыми стерилизаторами.	108
Глава 4. Аппараты для воздействия на ткани низкой температурой	110
4.1. Физические основы применения высоких и низких температур в хирургии	110
История вопроса	111
4.2. Технические аспекты аппаратов криохирургии.	113
4.3. Основные правила криодеструкции	116
4.4. Выбор аппарата для криохирургии.	117
4.5. Побочные эффекты, осложнения и ограничения криохирургии	121
Глава 5. Ионизирующее излучение (радиохирургия)	123
5.1. Физическое обоснование ионизирующего излучения	124
История вопроса	126
5.2. Виды радиохирургии.	127
5.3. Представители радиохирургических аппаратов.	127
Устройство аппарата для радиохирургии	127
Методика проведения лечения	129
Кибернож (CyberKnife)	131
Радиохирургия: ограничения	132
5.4. Правила обеспечения безопасности персонала и объектов при работе с ионизирующим излучением	133
Список литературы	134

Глава 1

АППАРАТЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ

Еще Гиппократ рекомендовал тепло для вскрытия различных абсцессов и воздействия на опухолевые ткани. В конце XIX — начале XX вв. впервые начали применять электрический ток высокой частоты для разрушения ткани [52]. Ни для кого не секрет, что электрический ток высокой частоты при прохождении через человеческий организм не приводит к нервно-мышечному возбуждению, а обладает лишь тепловым воздействием [15, 70]. Данную закономерность обнаружил и описал Жак Арсен Д'Арсонваль в 1890 г., что дало жизнь новой отрасли хирургии — высокочастотной (ВЧ) хирургии.

В 1907 г. инженер Forest предложил производить разрезы тканей с помощью иглы, которую прикрепили к изолированной ручке и соединили с выходной клеммой резонатора; возникающая электрическая дуга производила бескровное рассечение тканей. Поскольку игла при этом не раскалялась, ей дали название «кальткаутер» (холодный kautер), а метод назвали по имени автора — форестизацией, или фульгурацией. В том же 1907 г. было установлено, что аппарат Д'Арсонваля действовал гораздо эффективнее, если пациент лежал на металлической пластине, соединенной с другим полюсом генератора [12]. Так появилась индифферентная плата пациента — пассивный электрод. Разработка первого коммерческого электрохирургического устройства приписывается Уильяму Т. Бови, который разработал первое электрохирургическое устройство во время работы в Гарвардском университете. Первое использование электрохирургического генератора в операционной произошло 1 октября 1926 г. в больнице Питера Бенга Бригама в Бостоне, штат Массачусетс. Операция

по удалению образования с головы пациента была проведена Харви Кушингом.

Современная ВЧ-хирургия, также называемая электрохирургией, радиохирургией и диатермией, представляет собой неинвазивный метод оперативного вмешательства, который применяется в самых разнообразных отраслях современной медицины: в общей хирургии, нейрохирургии, онкологии, гастроэнтерологии, гинекологии и многих других. Хирургам доступно многочисленное количество электрохирургических инструментов для открытых, лапароскопических вмешательств и процедур в гибкой эндоскопии [83].

1.1. ФИЗИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИНЦИПОВ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ

В данной главе мы постараемся познакомить вас с основными видами, принципами и особенностями работы с наиболее часто используемыми электрохирургическими высокочастотными (ЭХВЧ) аппаратами.

А начнем с некоторых физических понятий, которые лежат в основе электрохирургии. Итак, все тканевые электрохирургические эффекты образуются в результате преобразования электрической энергии в тепловую. Тепловая энергия образуется благодаря прохождению заряженных частиц (электронов) через срез ткани, которые встречают препятствие, называемое **сопротивлением (импеданс)**, которое приводит к выделению теплоты (рис. 1).

Импеданс — сопротивление объекта (проводника) току, измеряется в **омах**. Каждая ткань характеризуется своими параметрами сопротивления (импеданса). Например, для кожи сопротивление при постоянном токе очень велико, а при высоких частотах падает в 10–20 раз. Импеданс тканей существенным образом зависит от кровенаполнения сосудов. Кровь имеет меньшее сопротивление, чем стенки сосудов или клетки.

Для того чтобы заставить электроны двигаться, необходима электродвижущая сила, называемая **напряжением** (измеряется в **вольтах**), образующаяся специальным ЭХВЧ-генератором.

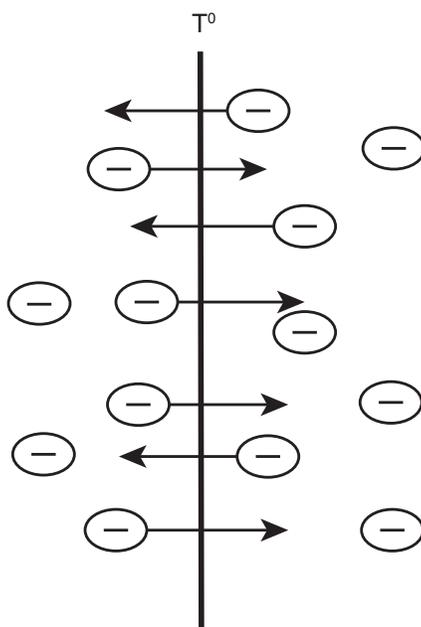


Рис. 1. Прохождение заряженных частиц через срез ткани

Направленное движение электронов под воздействием напряжения называется **электрическим током**. Ток вырабатывается ЭХВЧ-генератором с определенной **частотой тока** (измеряется в **герцах**), под которой понимают количество колебаний тока в одну секунду. Если частота находится в диапазоне от 50 до 100 Гц, ток называют низкочастотным и не используют в хирургии, так как он опасен для жизни больного [15]. Для электрохирургических целей необходимо использовать переменный ток высокой частоты порядка 500 кГц (500 000 колебаний в секунду) (рис. 2).

Важно! Переменный ток низкой частоты используется в розетках для подключения и работы бытовых электрических приборов. Он опасен для человека, так как вызывает нервно-мышечную стимуляцию, судороги и электрошок при большом напряжении.

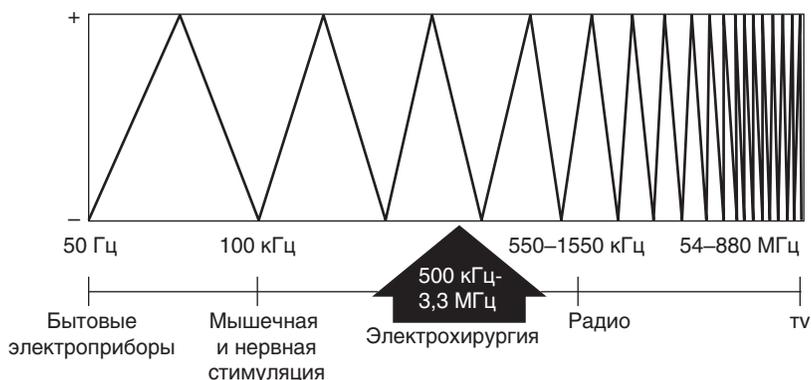


Рис. 2. Диапазоны частот переменного тока

Под **силой тока**, в свою очередь, понимают величину электрообразующего заряда, прошедшего через поперечное сечение проводника (пропорциональное количеству заряженных частиц) за единицу времени. Силу электрического тока измеряют в амперах; ампер — сила тока, получающаяся при прохождении единичного заряда в один кулон через поперечное сечение проводника за единицу времени. Сила тока прямо пропорциональна напряжению и обратно пропорциональна сопротивлению [35].

Изменение напряжения, силы тока, частоты и/или метода работы открывает большие возможности для электрохирургии, на которых базируются ее основные способы.

Цепь — путь следования носителей от источника до объекта и обратно. В медицинских приборах, работающих на принципах применения электрохирургии, используется активный и нейтральный электрод, которые нужны для образования электрической цепи, которая должна быть всегда замкнутой.

Для достижения хирургического эффекта необходимо учитывать мощность тока, которая определяется по формуле:

$$P \text{ (мощность)} = I^2 \times R,$$

где I — величина силы тока; R — импеданс тканей пациента, который является переменной величиной, и плотность тока. Он определяется по формуле:

$$j = I \text{ (сила тока)} \div S \text{ (площадь)}.$$

Мощность будет падать при возрастании сопротивления как в результате увеличения коагуляционного эффекта, так и при воздействии на участки с изначально высоким сопротивлением.

Не прикасайтесь электродом во время операции к другим металлическим инструментам, так как это приводит к демодуляции — образованию низкочастотных потоков. Демодуляция вызывает нервно-мышечные сокращения, способные привести к повреждению тканей [34, 39, 62].

Современный ЭХВЧ-генератор вырабатывает синусоидальный высокочастотный переменный ток. Разные частоты по-разному воздействуют на биологическую ткань. Чем выше частота воздействия, тем больше эффект резания и меньше эффект коагуляции, и наоборот [51].

Исторически сложилось, что аппараты с частотами 440 кГц называют коагуляторами, а с более высокими частотами (2,64–5,28 МГц) — радионожом, радиоволновыми ЭХВЧ-аппаратами.

Фактически ЭХВЧ-аппарат является генератором ВЧ-энергии (радиопередатчиком) со специальными выходными характеристиками, обусловленными сферой его применения [15].

От чего зависит биологический эффект? Параметры тока — это настройки коагулятора. Площадь соприкосновения и длительность контакта — это настройки хирурга. Знание физических законов позволяет правильно выбрать вид и режим электрохирургического воздействия.

1.2. РАЗНОВИДНОСТИ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИХ МЕТОДОВ

Современные ЭХВЧ-аппараты сконструированы таким образом, чтобы совмещать несколько режимов хирургического воздействия на ткани. Изменяя величину или форму тока (модулируя ее с частотой, во много раз меньше частоты подаваемого тока, — 50–1000 Гц), то есть, заставляя генератор подавать энергию меняющейся величины, получаем так называемый модулированный ток. С его помощью создаются различные режимы работы

ЭХВЧ-аппаратов, которые по-разному воздействуют на биологическую ткань: производят резание, коагуляцию (гемостаз), девитализацию (разрушение) тканей, вапоризацию (выпаривание всей ткани), карбонизацию, термозапаивание (лигирование) сосудов [83].

По способу воздействия на ткани различают методы контактные, полуконтактные и бесконтактные.

Контактными методами воздействия являются резание (электротомия), резание с коагуляцией и коагуляция.

Полуконтактный метод воздействия — фульгурация.

Бесконтактный метод воздействия — спрей-коагуляция (холодная плазма и «Сургитрон») [12].

Прежде чем приступить к детальному рассмотрению каждого из этих методов, мы не можем оставить без внимания виды электрохирургического воздействия, на которых они базируются.

Различают монополярную и биполярную электрохирургию.

При *монополярной* электрохирургии электрический ток проходит от электрода хирурга к электроду пациента (рис. 3), которые различают между собой по размеру и площади [35]. Электрод хирурга является активным, с поверхностью, многократно меньшей, чем поверхность второго, пассивного (нейтрального) электрода — электрода пациента. Электрическая цепь проходит от активного электрода к пассивному **через все тело пациента**. Чем больше расстояние между электродами, тем больше необходимая мощность. Чем меньше размер активного электрода, тем меньше необходимая мощность.

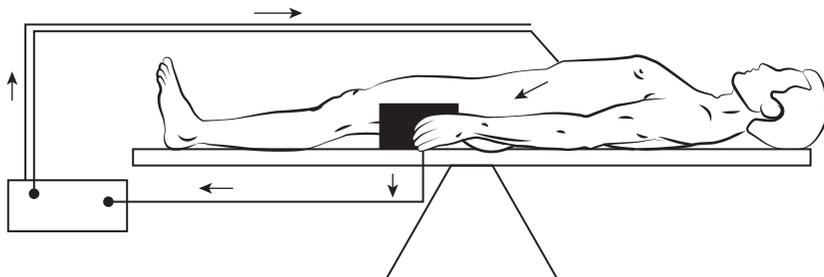


Рис. 3. Монополярная электрохирургия

Монополярная электрохирургия — наиболее распространенная простая и удобная система подачи ВЧ-тока как при открытых, так и при видеоэндоскопических вмешательствах. Более чем семидесятилетний опыт применения монополярной электрохирургии показал ее безопасность и эффективность в хирургической практике. Монополярная электрохирургия применяется как для рассечения (резания), так и для коагуляции тканей [7].

При *биполярной* электрохирургии генератор также соединен с двумя электродами, расположенными в одном инструменте, и является активным [80]. Нейтральный (пассивный) электрод при биполярной электрохирургии не требуется. Электрический ток проходит лишь через небольшую порцию ткани, зажатую между браншами биполярного инструмента [32], которые имеют сопоставимую площадь поперечного сечения (рис. 4). Хирургическое воздействие обеспечивается меньшими значениями мощности тока. Биполярная электрохирургия менее универсальна, требует более сложных и более дорогих электродов, но более безопасна, так как воздействует на ткани строго локально, потенциальные риски монополярной электрохирургии исключены [35].

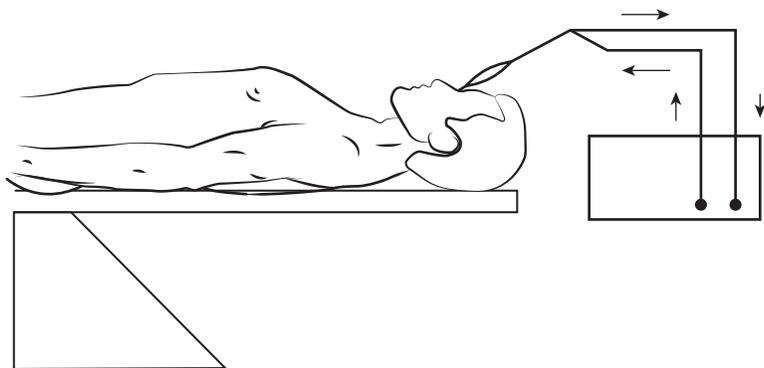


Рис. 4. Биполярная электрохирургия

Рабочими инструментами для биполярной электрохирургии являются ножницы, щипцы, пинцеты. Работают биполярными инструментами в основном в режиме коагуляции, в том числе

в режиме термостеплера для облитерации сосудов до 7 мм. Хирургические электрокоагуляторы применяют в различных медицинских направлениях: ортопедии, оториноларингологии, урологии, проктологии, гинекологии, видеоэндоскопической хирургии и других областях.

Режимы воздействия электрохирургических аппаратов

А. Электротомия (резание).

Электротомия выполняется при высокой силе тока, при низком напряжении и имеет ряд преимуществ по сравнению с обычным хирургическим разрезом с помощью скальпеля. При электротомии получается почти бескровный разрез, так как в процессе резания малые сосуды свариваются и закупориваются. Вместе с сосудами происходит коагуляция краев раны, поэтому, помимо устранения кровопотери и облегчения работы хирурга по обеспечению гемостаза, также исключается проникновение инфекции в кровеносное русло и лимфатические пути. При попадании частиц ткани на активный электрод они разрушаются, что сохраняет стерильность электрода и исключает возможность переноса злокачественных клеток на здоровый участок ткани [15]. При электротомии в раневой полости оказываются коагулированными также окончания нервных волокон, в связи с чем у пациентов значительно снижается болевой синдром в послеоперационном периоде [24].

При электротомии (резании) активный электрод имеет форму тонкого лезвия, иглы, петли, которыми прикасаются к телу и после включения ВЧ-тока проводят без давления рассечение ткани. Вследствие интенсивного нагрева ткани под электродом ее клеточная и межклеточная жидкости мгновенно (со взрывом) испаряются и разрывают ткань. Величина тока и скорость движения активного электрода определяют глубину разреза (обычно несколько миллиметров) и степень коагуляции тканей. При более быстром движении электрода по краям раны остается только тончайший слой коагулированной ткани и разрез почти не отличается от разреза скальпелем. В случае необходимости одновременно с разрезом получить струп, например, при операциях

на сильно кровоточащих тканях, активный электрод перемещают медленнее [24].

При электротомии распространение тепла по периферии довольно слабое, что уменьшает повреждение периферических тканей. Узкий электрод без усилий проходит сквозь ткань, оставляя практически сухой поверхность разреза. Если электрод застревает, сила тока слишком низкая, если искрит, сила тока слишком высокая.

Электрод в форме тонкой петли применяется для послойного удаления ткани при ринофиме, для удаления очагов на ножке или выступающих очагов, таких как гигантская кондилома, а также для удаления опухолей небольшого размера за одно движение. Также используют петлевые электроды для удаления тканей при гнойном гидрадените, келоидном акне и других глубоко локализованных поражениях, которые не поддаются консервативному лечению.

Б. Коагуляция.

Электрокоагуляция (от лат. *coagulatio* — «свертывание, сгущение») — вид электрохирургии, воспроизводимый ВЧ-током высокой силы (2500–4000 мА) и низкого напряжения (меньше 200 В). Ткань под электродом нагревается до температуры 60–80 °С, при которой происходит необратимое свертывание тканевых белков [69]. Внешне это проявляется в побелении ткани около краев электрода. Глубина действия электрокоагуляции обычно соизмерима с диаметром примененного электрода, что объясняется резким уменьшением плотности тока с увеличением расстояния от электрода.

Кровеносные сосуды, проходящие через зону коагуляции, завариваются с последующей быстрой остановкой кровотечения [37]. Учитывая глубокое проникновение в ткани, электрокоагуляцию применяют для удаления массивных образований, а большое количество генерируемого тепла и протекание тока по сосудам делают коагуляцию предпочтительной по сравнению с электродесикацией для достижения гемостаза во «влажных полях» и для деструкции сильно васкуляризированных образований.

В. Электродесикация (от лат. *siccus* — «иссушать») является разновидностью коагуляции, при которой используется электриче-

ский ВЧ-ток (500 000–1 000 000 Гц) высокого напряжения (более 2000 В) и низкой силы (100–1000 мА), генерируемый искровым аппаратом в целях производства излучения с сильным затуханием. Данный эффект возникает при непосредственном соприкосновении с кожей электрода. **Электродесикация** — это процедура, которая применяется для лечения максимально поверхностных очагов, таких как себорейные и актинические кератомы, плоские бородавки, акрохордоны и ксантелазмы, они также способствуют гемостазу при кровотечении из мелких капилляров после кюретажа.

Г. **Фульгурация** также является разновидностью коагуляции. **Электрофульгурация** (от лат. *fulgur* — «молния») происходит при нахождении активного электрода на расстоянии 2–10 мм от кожи, в результате чего между ним и кожей пациента образуется электрическая дуга с довольно хаотичной траекторией [36].

При фульгурации под действием высокого (в несколько раз выше, чем при контактной коагуляции) напряжения возникают искровые разряды через воздушный промежуток, для получения эффекта прямой контакт с тканью практически не нужен. Искровые разряды развивают экстремальное повышение температуры на поверхности ткани и разрушают ее, происходит поверхностная коагуляция, образование струпа, карбонизация. Этот вид коагуляции применяется чаще всего для гемостаза капиллярных кровотечений с больших поверхностей [15].

Электродесикация и электрофульгурация активно применяются в пластической хирургии и дерматовенерологии при удалении эпидермальных элементов типа себорейных или актинических кератом, папиллом, плоских бородавок или мелких эпидермальных невусов в тех случаях, когда необходимо добиться максимально поверхностной деструкции ткани [37].

Преимуществом работы с фульгуратором является возможность точечного (прецизионного) воздействия на патологическую ткань, при этом обеспечивается более поверхностная коагуляция, чем при стандартном режиме. Исключается воздействие на близлежащие, здоровые участки тканей, и прогрев подлежащих тканей происходит в значительно меньшей степени, чем при обычной коагуляции.