

Радиочастотные установки с многоэлектродными системами

На рисунке показан внешний вид установок с многоэлектродными системами, выпускаемых сейчас, а в таблице 1 приведены основные технические характеристики, взятые из официальных источников.



Установки для многоэлектродной абляции: а) Cool-Tip серии E - Radionics/Valleylab/Covidien-USA; б) RF Ablation System- Korea; в) CelonPower LAB, Olimpus-Japan ;г) Универсальный комплекс «МЕТАТОМ-2»,Фирма «Техносвет»,РФ.

Таблица 1 – Технические характеристики установок для радиочастотной абляции

Наименование установки	Cool-Tip серии E	RF Ablation System	Celon POWER System	«МЕТАТОМ»
Производитель	Radionics/Valleylab/Covidien	CoATherm	Olimpus	ЗАО Фирма «ТЕХНОСВЕТ»

Рабочая частота, кГц	480	460	470	440
Максимальная выходная мощность, Вт	200	150	250	150-200
Режим работы генератора	Монополярный	Монополярный	Биполярный	Монополярный, биполярный
Метод контроля нагрева	Импедансный	Импедансный	Импедансный	Температурный, импедансный
Количество зон нагрева	3	3	3	4-12
Объём нагрева, см ³ / Время нагрева, мин	48/12	48/12	90/40	>100/15
Наличие коммутирующей системы	да	да	да	нет
Возможность коагуляции и резекции ткани	да	нет	нет	да

По основным параметрам (мощность, рабочая частота) все установки схожи. Различия касаются режимов работ, охлаждения электродов, метода контроля нагрева и возможностей нагрева снаружи опухоли.

Большинство рассмотренных выше зарубежных установок, имеющих охлаждаемые электроды, управляются по импедансу. Конструктивно это проще, т.к. не требует введения температурных датчиков в электроды и системы обработки получаемых сигналов. Однако связь величины импеданса с состоянием нагреваемой ткани не является очевидной, а сам

импеданс не может являться критерием, т.к. он сильно зависит от размеров рабочей зоны электрода, количества электродов и вида нагреваемой ткани. Использование переключателей сильно удлиняет время нагрева, что также является нежелательным в данных процедурах из-за необходимости применения наркоза.

В установке Cool-Tip (рис.7а) используется электрод с внутренним охлаждением. Внутри электрода циркулирует дистиллированная вода или физиологический раствор с температурой от 4 до 12 °С для предотвращения карбонизации активной части электрода. Наиболее большие размеры зоны нагрева были достигнуты на кластере из 3-х электродов (диаметр 4,4 см, объём 48,3 см³) при нагреве за 12 минут.

К этому же типу следует отнести установку, выпускаемую в Корее (рис. 7б). Установка имеет три выходных канала, к которым можно подключить три электрода, которые работают по схеме, показанной на рис.5, в монополярном и биполярном режимах.

В отличие от вышерассмотренных установок в установке Celon Power System (рис.7в) используются одиночные электроды с двумя рабочими зонами, используемые в биполярном режиме. Активная часть такого электрода разделена на две рабочие области, к каждой из которых подведен разнополярный потенциал. В этой установке существует возможность подключения кластера из трех электродов, образующего двухэтажную систему, работающую в многоэлектродном режиме, т.к. к каждой из рабочих частей будут подводиться разные потенциалы по сложному алгоритму. Максимальный объем некрозируемой ткани может достигать около 95 см³ при использовании многоэлектродной биполярной системы с длиной рабочей части 4 см. При применении кластеров использовалась система переключений, обеспечивающая постоянную нагрузку генератора за счет последовательно включенных пар электродов В зависимости от размеров получаемого объёма время процедуры менялось от 28 до 40 минут..

Эта установка наиболее близка к идеологии распределённого нагрева, т.к. в ней реализуется введение в область нагрева сразу шести тепловых источников [5]. Дальнейшее развитие это направление получило при создании отечественного комплекса «МЕТАТОМ (рис.7г), в котором число тепловых источников можно было увеличить до двенадцати [13]. Новая четырёхканальная установка для абляции опухолей «МЕТАТОМ» даёт возможность подключать к генератору от 1 до 12 электродов с термопарами и управлять их температурой, задавая предварительно тот или иной профиль изменения температуры во времени. Поддержание заданной температуры на электродах программным способом позволяет отказаться от их искусственного охлаждения и упростить конструкцию установки, исключив насосы и системы охлаждения. Дополнительной опцией новой установки является возможность работы с электрохирургическими инструментами для коагуляции и резекции тканей.

Впервые разработанные наборы однорядных и двухрядных систем с различным количеством электродов (от 4-х до 12-и) позволяют перераспределить подводимую радиочастотную мощность между ними со снижением тепловой нагрузки на отдельные электроды системы. Применённое сдваивание однополюсных электродов увеличивает число одновременно работающих электродов и сокращает число переключений, тем самым уменьшая время процедуры абляции. За счёт использования многоэлектродных систем удаётся увеличить подводимую энергию без увеличения времени нагрева и довести на имитаторах объёмы нагреваемых тканей до 100 см³ и выше за время, не превышающее 15-20 минут [13].

Основные отличия отечественной установки от зарубежных - наличие трёх режимов работы генератора: абляции, коагуляции и резекции для монополярных и биполярных электродов, возможность использования как одиночных электродов, так и многоэлектродных систем, программное управление процессом нагрева по температуре введённых электродов.

Но главным отличием является то, что отечественный производитель наряду с сохранением возможности использования одиночных электродов использовал новый подход к нагреву опухолей: нагрев осуществляется от периферии опухоли к её центру за счет введения в пограничную область между опухолевой и здоровой тканью от 4-х до 12-и электродов с гарантированным некрозом ткани в зоне абластики, как показано ниже.

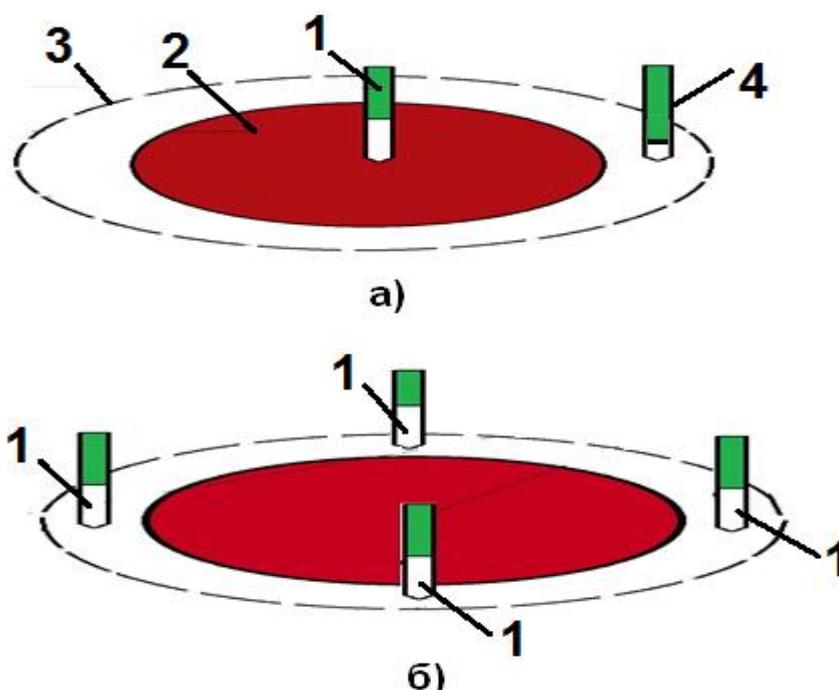


Схема нагрева опухоли одиночным электродом (а) и многоэлектродной системой (б): 1-рабочий электрод; 2-опухоль; 3-граница нагрева; 4-термодатчик.

Электроды 1 (рис 8б) работают в биполярном режиме, что исключает расплывание теплового поля за пределами переходной области. Неравномерность теплового поля, присущая нагреву одиночным электродом, здесь отсутствует. В такой схеме нагрева максимальная температура создаётся в зоне абластики, а спадание температуры к центру опухоли незначительно.

В результате температура в пограничной области (зоне абластики) увеличивается, что приводит к более интенсивной гибели клеток. Контроль температуры в этой области осуществляется самими электродами, имеющими

внутренние термодатчики. Суммарное увеличение рабочей поверхности электродов сопровождается снижением плотности тока с них и временным удлинением процесса высушивания тканей по сравнению с одиночным электродом.