

Коагуляция тканей при хирургических операциях

В. Макаров

Микроволновая энергия делает потери крови минимальными

Неизбежные при серьезных хирургических операциях потери крови наносят дополнительный удар по организму человека, и без того ослабленному болезнью и вмешательством хирурга, а иногда приводят и к совсем печальным последствиям. Свести такие потери к минимуму пытались давно, применяя для этого самые разные электронные устройства. Рассекая ткань, они одновременно "заваривают" края раны. В последние годы большой интерес вызывают микроволновые устройства, которые гораздо лучше справляются с этой задачей. Но даже последние зарубежные модели по ряду параметров пока не удовлетворяют хирургов. Специалисты государственного научно-производственного предприятия "Торий", несколько лет в содружестве с медиками работавшие в этом направлении, предложили совершенно новую конструкцию микроволновых коагуляторов, которая помогла преодолеть главные недостатки, присущие таким инструментам. Созданные ими хирургические установки "Гемостат" и КМ-1 с комплектом коагуляторов успешно прошли клинические испытания и рекомендованы к применению Минздравом РФ.

Нагрев тканей человеческого организма электромагнитной энергией различного диапазона частот широко используется для разнообразных терапевтических воздействий. Одна из перспективных сфер его применения — коагуляция тканей при хирургических операциях. В последние годы при хирургических вмешательствах все чаще используют высокочастотные, лазерные и плазменные устройства, которые способны рассекать ткани человека с одновременной терморегуляцией краев разреза, что значительно сокращает потери крови. Однако при операциях на органах с высокой плотностью кровеносных сосудов (селезенка, печень, почки) эти устройства не обеспечивают надежный гемостаз, по-видимому, из-за небольшой глубины коагуляции. По сравнению с ними микроволновая коагуляция тканей имеет определенные преимущества, например шадящий нагрев (не выше 100°C) и возможность коагуляции больших поверхностей. Она также исключает прохождение неконтролируемых токов по телу больного, что возможно при высокочастотном методе. Важно и то, что микроволновые установки проще и дешевле лазерных и плазменных. Вот почему растет интерес врачей к микроволновой коагуляции, особенно в области эндоскопической хирургии.

Впервые методика проведения операций на паренхиматозных органах с использованием микроволновых коагуляторов игольчатого типа была описана в 1979 году. Коагуляторы представляли собой несимметричные вибраторные внутриканавые антенны из неизолированного проводника длиной от 4 до 30 мм [1]. Перед резекцией печени вдоль линии будущего разреза с их помощью делалась серия проколов

ткани, а затем по всей длине проводника на глубину 5 мм проводилась ее коагуляция. При использовании генератора с частотой 2450 МГц и выходной мощностью 60 Вт коагуляция происходила за 30–60 секунд. Таким образом формировался достаточно узкий участок коагулированной ткани заданной глубины, по которому хирург осуществлял разрез обычным скальпелем. Клинические испытания на 60 больных показали возможность успешного использования этого метода при операциях на печени [2]. Однако несмотря на надежный гемостаз, который обеспечивали коагуляторы игольчатого типа, трудоемкость этого метода была слишком высока.

Более совершенны по сравнению с коагуляторами игольчатого типа микроволновые скальпели, которые сочетают в себе режущие свойства обычного скальпеля и микроволнового коагулятора [3]. Конструктивно скальпель выполнен в виде модифицированного стандартного хирургического лезвия, прикрепленного к отрезку коаксиального волновода с диэлектрической изоляцией. Лезвие соединяет центральный и внешний проводники волновода, образуя петлю, которая излучает электромагнитную энергию. Поскольку диаметр петли близок к длине волны в ткани (при частоте 2450 МГц длина волны составляет 1,7 см), скальпель хорошо согласован с тканью ($KCBH < 1,6$) и передает в нее энергию симметрично по обе стороны петли. Когда же скальпель не погружен в ткань, он является плохим излучателем, так как длина волны в воздухе — около 12 см. КСВН устройства в этом состоянии превышает 100, поэтому в скальпеле предусмотрена система защиты от отраженной волны, отключающая генератор при пре-

вышении некоторого уровня отраженной энергии. В опытах на животных при резекции селезенки надежный гемостаз был достигнут при выходной мощности около 100 Вт. Клинические испытания скальпеля, проведенные на шести пациентах [4], показали эффективность его использования для устранения кровотечения селезенки и тазового кровотечения.

Однако в целом удачная конструкция микроволнового скальпеля, которая привлекательна прежде всего своей простотой, также не свободна от недостатков. Один из наиболее существенных недостатков — возможность отражения в генератор значительной доли мощности при неполном погружении скальпеля в ткань. Это, с одной стороны, ухудшает условия работы генератора, а с другой, вынуждает включать в конструкцию систему защиты, что усложняет устройство и повышает его стоимость. Вторым недостатком обусловлен относительно высоким уровнем излучения в окружающее пространство, который составляет около 0,5 мВт/см². Согласно принятым в нашей стране нормативам хирург может работать с таким скальпелем не более 25 минут в день.

В течение 1990–1994 годов государственное Научно-производственное предприятие "Торий" при участии Научного центра хирургии РАМН вели работы, в результате которых был создан микроволновый скальпель совершенно новой конструкции, а также другие коагулирующие инструменты, лишенные перечисленных недостатков.

В общем виде микроволновый скальпель представляет собой внутриканавый излучатель, подключенный к генератору в качестве оконечной нагрузки. При этом он должен быть хорошо

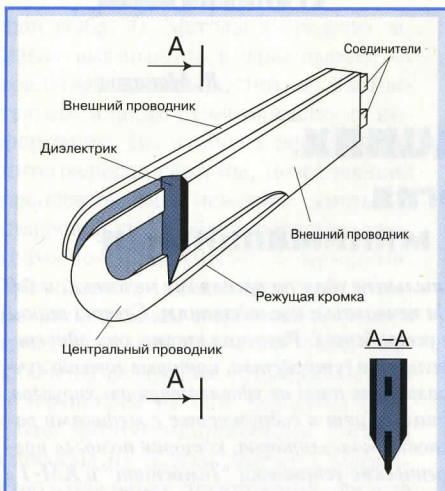


Рис. 1. Конструкция микроволнового скальпеля на симметричной полосковой линии и поперечное сечение микроволнового скальпеля по А-А

согласован с тканью. Однако в режиме частичного погружения скальпеля в ткань возникает существенное рассогласование, и значительная часть выходной мощности отражается в генератор. Если же настроить систему защиты на низкий уровень отраженной мощности, при превышении которого генератор отключается, то скальпель будет работать только в полностью погруженном состоянии, что ограничивает его функциональные возможности.

Другой возможный способ подключения излучателя позволяет в значительной степени устранить эти недостатки. При нем излучатель выполняет роль питающей линии с большими потерями на излучение в среду, подобную ткани тела человека, и малыми — в воздушную среду. Подключенный одним концом к генератору, а другим — к согласованной балластной нагрузке, излучатель работает как ослабитель. При погруженном в ткань излучателе большая часть энергии поглощается тканью, а меньшая — согласованной нагрузкой. В непогруженном или частично погруженном состоянии излучателя — соотношение обратное. В такой конструкции режим в питающей линии не зависит от степени погружения скальпеля в ткань. Благодаря этому можно обойтись без дорогостоящего устройства защиты генератора от перегрузки.

В первом приближении излучатель скальпеля — это отрезок передающей линии с потерями на излучение в окружающее пространство. Поскольку все

мягкие ткани тела человека (кроме жировой) из-за высокого содержания воды (70–80%) хорошо поглощают микроволновую энергию, погружение такой линии в ткань должно значительно увеличить потери. В симметричной полосковой линии с малыми потерями на излучение увеличить их можно, сместив центральный внутренний проводник к краю одного из внешних. Потери возрастут еще больше, если, кроме того, выдвинуть часть внутреннего проводника за пределы внешних. С учетом этих факторов была создана конструкция скальпеля, в котором выдвинутый внутренний проводник выполняет также функции режущего лезвия.

Конструкция такого скальпеля схематически изображена на рис. 1. Микроволновый скальпель представляет собой отрезок полосковой симметричной линии передачи, выполненный из двух внешних проводников, между которыми размещены диэлектрик и центральный проводник. Последний изогнут в виде дуги с параллельными концами, присоединенными к входному и выходному соединителям. Участок внутреннего проводника, частично включающий изгиб, а также часть одного из прямоли-



Рис. 2. Микроволновая хирургическая установка "Гемостат"

нейных концов расширены в сторону ближнего края диэлектрика. В месте расширения внутреннего проводника конструкция имеет двухсторонний срез под углом 20° к плоскости симметрии до обнажения края внутреннего проводника, выполненного в виде режущей кромки. Снаружи скальпель покрыт слоем фторопласта толщиной около 10 мкм, чтобы легче было

очищать его от спекшихся сгустков крови. Держатель скальпеля также выполнен из фторопласта.

Помимо скальпеля в ГНПП "Торий" разработан комплект хирургических инструментов для коагуляции, включающий пинцет для заварки сосудов, плоский полосковый коагулятор, торцевой полусферический коагулятор трех типов и эндоскопический коагулятор. Два типа коагуляторов из этого комплекта, как и скальпель, выполнены на полосковых линиях по проходной схеме включения, остальные — на коаксиальных линиях.

Для этих инструментов сконструированы два вида установок: микроволновая хирургическая "Гемостат" и многофункциональная хирургическая КМ-1 (рис. 2, 3), предназначенные для коагуляции тканей с одновременной коагуляцией краев разреза. Блок-схема КМ-1 представлена на рис. 4. Блок-схема "Гемостат" аналогична КМ-1, но в ней отсутствует блок коммутации и второй выход. Коагуляция тканей и заварка сосудов с использованием такого оборудования производится за счет поглощения микроволновой мощности, подводимой к ткани с помощью набора контактных излучателей, в который входит и микроволновый скальпель. Если излучатели выполнены по проходной схеме, часть мощности, не поглощенная тканями, проходит через излучатель в соответствующую балластную нагрузку. Для других типов излучателей предусмотрено полное поглощение микроволновой энергии тканями.

Уровень мощности, подводимой к хирургическим инструментам, можно устанавливать отдельно для двух выходных каналов установки и плавно изменять от нуля до максимального значения: в блоке питания предусмотрена плавная регулировка выходной мощно-



Рис. 3. Многофункциональная хирургическая установка КМ-1

сти. Микроволновую мощность переключают мощные коаксиальные реле, автоматически подающие энергию к тому инструменту, который в данный момент контактирует с тканью пациента. Индицирование уровня мощности, подаваемой на коагуляторы и скальпель, происходит на линейном газоразрядном индикаторе, размещенном на передней панели корпуса установки. Обе установки выполнены по классу I и соответствуют типу CF.

Основные технические параметры установок "Гемостат" и КМ-1

Рабочая частота генератора, МГц	2450 ± 50
Макс. выходная мощность, Вт	150 ± 15
Макс. потребляемая мощность, кВт	0,40
Габариты, мм	480x475x240
Масса, кг	30

Высокое напряжение на магнетрон подается нажатием ножной педали. Магнетрон включается автоматически при контакте лезвия скальпеля с рассекаемой тканью. Для замыкания цепи квазисенсорного автоматического включения магнетрона на какую-либо конечность пациента прикрепляют контактную пластину. КСВН скальпеля в воздушной среде составляет 1,2. При погружении его в физиологический раствор, который по электрофизическим данным близок к тканям человека, КСВН растет от 1,2 до 2,0 в зависимости от глубины погружения. С помощью ваттметра поглощаемой мощности типа МЗ-47 были проведены измерения мощности при ее прохождении через различные участки передающей линии, включая скальпель (см. табл.).

Измерения показали, что около 20% выходной мощности теряется в отводящем кабеле, в качестве которого был использован кабель типа РК-50-4-21 длиной 1,5 м. Из мощности, проходящей через скальпель, находящийся в воздухе, теряется около 25%, что час-

точно связано с нагревом полосковых проводников и диэлектрика, а частично — с излучением в окружающем пространстве. Остальные 75% мощности поглощаются в отводящем кабеле (типа РК-50-2-22 длиной 1,5 м) и балластной нагрузке. При погружении скальпеля в физиологический раствор потери подводимой к скальпелю мощности увеличиваются до 97%, что обусловлено передачей мощности в физиологический раствор.

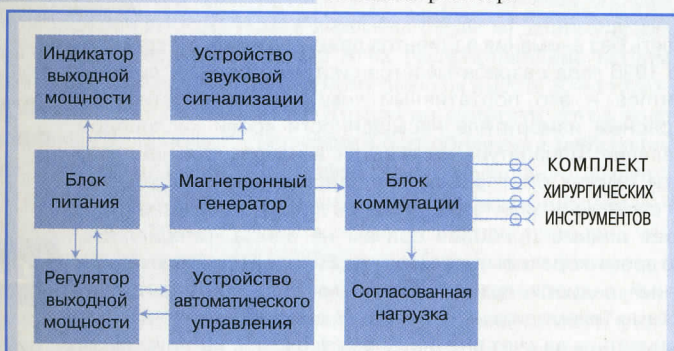


Рис.4. Блок-схема многофункциональной хирургической установки КМ-1

Более точные данные по мощности, передаваемой из скальпеля в физиологический раствор, были получены путем прямых измерений температуры раствора с помощью термодары. Изменение температуры раствора во времени позволяет рассчитать передаваемую в ткань мощность P по следующей формуле:

$$P = m \cdot c \cdot \Delta T / \Delta t,$$

где m — масса нагреваемого физиологического раствора, c — его теплоемкость, ΔT — изменение температуры, Δt — время нагрева. Расчет показал, что около 70% поступающей в скальпель мощности передается в физиологический раствор. Остальные 30% поглощаются в скальпеле, кабеле и балластной нагрузке.

Измерение излучения скальпеля в физиологическом растворе показали, что на расстоянии 25 см от него плотность потока мощности не превышает

Прохождение мощности через различные участки передающей линии

Место подключения ваттметра к передающей линии	Показания ваттметра, Вт	
	воздух	физиологический р-р
Выходной соединитель блока питания	150	150
Выходной соединитель подводящего мощность кабеля	120	120
Выходной соединитель скальпеля	90	3
Выходной соединитель отводящего мощность кабеля	60	2

0,2 мВт/см² при максимальной выходной мощности блока питания 150 Вт. По действующим нормативам время работы хирурга с установкой такого уровня излучения ограничено одним часом, чего вполне достаточно для проведения сложных хирургических операций.

Испытания созданных установок в медицинских учреждениях показали, что они обеспечивают надежный гемостаз сосудов с диаметром до 2 мм [5, 6]. Установки успешно прошли клинические испытания в Институте хирургии им. А.В.Вишневского, Медицинской академии им. И.М.Сеченова, на кафедре военно-полевой хирургии Медицинской академии последипломного образования и рекомендованы к применению Минздравом РФ.

Литература

1. Tabuse K. A new operative procedure of hepatic surgery using a microwave tissue coagulator. — Arch. Jap. Chir., 1979, v. 48, № 2.
2. Tabuse K. et al. Microwave surgery: hepaticotomy surgery using a microwave tissue coagulator. — World J. Surg., 1985, v. 9, № 1.
3. Taylor L.S., Toy F.K., Reed W.P. Microwave coagulating scalpel. — IEEE trans. on BME, 1983, v. 3, № 12.
4. Kachmar M. The cleanest cut of all. — Microwaves & RF, 1986, № 11.
5. Готье С.В., Шереметьева Г.Ф., Макаров В.Н. и др. Экспериментальное обоснование возможности применения контактного импульсного АИГ-НД лазерного и микроволнового скальпелей в хирургии печени. Материалы симпозиума с участием иностранных специалистов. — АМН, Институт хирургии им. Вишневского, 1990.
6. Artukh I.G., Gotie S.V., Makarov V.N. et al. Microwave application in surgery. — XXIII General Assembly of the International Union of Radio Science (URSI), Abstract, 1990, v. 1. — Prague.

Представляем автора статьи

МАКАРОВ Валерий Николаевич. Окончил Московский энергетический институт в 1965 году. Доктор физико-математических наук, профессор Московского института радиотехники, электроники и автоматики. Начальник отдела ГНПП "Торий". Сфера профессиональных интересов — теория СВЧ-приборов, применение СВЧ-приборов, взаимодействие СВЧ-полей со средами и биологическими объектами. Автор 118 научных трудов, 28 авторских свидетельств и патентов, пяти учебных пособий.
Тел. (095)332-96-29, факс (095)332-64-66, e-mail: techsvet@elnet.msk.ru.



установка КМ-1