

Список литературы:

1. Гудков А.Г., Бобрин А.Ф., Зеленов М.С., Леушин В.Ю., Лемонджав В.Н., Маржановский И.Н., Чернышев А.В. Моделирование процессов хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред в полимерных контейнерах // Медицинская техника. 2016. № 3. С. 53-55.
2. Гудков А.Г., Леушин В.Ю., Агасиева С.В., Бобрин А.Ф., Горлачева Е.Н., Лемонджав В.Н., Апарников А.Н. Устройство для хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред // Медицинская техника. 2016. № 5 (299). С. 27-29.
3. Гудков А.Г., Агасиева С.В., Бобрин А.Ф., Горлачева Е.Н., Зеленов М.С., Лемонджав В.Н., Леушин В.Ю., Чернышев А.В., Левчук М.А., Чижиков С.В. Моделирование процессов хранения контейнеров с тромбоцитосодержащими средами в инкубаторах тромбоцитов // Медицинская техника. 2016. № 5 (299). С. 45-47.
4. Бушиминский И.П., Ветрова Н.А., Гудков А.Г. и др. Повышение надежности и качества ГИС и МИС СВЧ / Под ред. А.Г. Гудкова, В.В. Попова. Кн. 2. – М.: АВТОТЕСТ, 2013. 215 с.
5. Деменков Н.П., Мочалов И.А. Динамика нечеткой системы автоматической оптимизации // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Серия «Приборостроение». 2016. № 1. С. 59-74.
6. Towards the Future of Fuzzy Logic / Editors: Rudolf Seising, Enric Trillas, Janusz Kacprzyk // Studies in Fuzziness and Soft Computing. 2015. Vol. 325. – Springer International Publishing / <http://link.springer.com/book/10.1007/978-3-319-18750-1>.

Наталья Алексеевна Ветрова,
канд. техн. наук, доцент,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
Василий Дмитриевич Шашурин,
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра РЛБ «Технологии приборостроения»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Олег Степанович Нарайкин,
член-кор. РАН, д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой РК 5,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
первый зам. директора по научной работе,
НИЦ «Курчатовский институт»,
Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
Евгения Николаевна Горлачева,
канд. эконом. наук, доцент,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Вахтанг Нодарович Лемонджав,
начальник отдела,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Вадим Михайлович Гукасов,
д-р биолог. наук, гл. научный сотрудник,
ФГБНУ НИИ РИНКЦЭ,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

Д.В. Белик, И.Н. Кустов, К.Д. Белик, А.В. Шекалов

Управление выходными параметрами электрохирургического аппарата с целью минимизации термического поражения биотканей

Аннотация

Рассматривается способ снижения термических поражений биоткани при использовании электрохирургического аппарата. Предлагается коррекция выходной мощности в зависимости от типа биоткани и приращения импеданса, вызванного процессом коагуляции. Представлены результаты исследования импеданса биоткани, на которых обосновывается возможность реализации данного способа.

Введение

Наиболее распространенные осложнения при высокочастотной электрохирургии – ожоги тканей. Таким образом, одним из важнейших направлений развития электрохирургических аппаратов следует признать минимизацию термических поражений, вызываемых ими. При этом возникают сложности, связанные с непрерывным изменением параметров: расстояния между электродом и биотканью, характеристик пароголового промежутка, характера и состояния оперируемой ткани, положения рабочего кабеля, типа инструмента, расположения пассивного электрода, а также в широких пределах изменяется комплексное сопротивление (импеданс) выходной цепи. В связи с этим при диссекции и коагуляции изменяются характеристики взаимодействия тока ЭХА с оперируемой тканью: характеристики дуги, ширина и глубина проникновения тока, а следовательно, и качественные параметры зоны повреждения ткани.

Существует несколько основных возможных путей, позволяющих добиться уменьшения термических поражений, но либо не реализованных в настоящее время, либо недостаточных развитых.

Один из наиболее эффективных путей – это повышение частоты выходного сигнала аппарата с сотен килогерц до частот выше 1 МГц. Эффективность диссекции и коагуляции воз-

растает, а объем повреждения тканей (следовательно, количество осложнений) уменьшается с увеличением рабочей частоты ВЧ-генератора. Данная технология реализована, например, в зарубежных аппаратах «Surgitron». Но повышение частоты требует значительного усложнения силовой части, что влечет за собой повышение стоимости производства и снижение надежности аппарата. Кроме того, существующая в настоящее время функциональная схема построения ЭХА не дает возможности повысить КПД приборов при увеличении рабочей частоты [1]. Следовательно, для эффективного использования частот выше 1 МГц необходим поиск новых схемотехнических решений.

Другой возможный подход заключается в управлении выходной мощностью с установкой ее оптимального значения для конкретного вида биоткани. С этой точки зрения наиболее информативным параметром является измерение импеданса биоткани. При приложении активного электрода к биоткани изменение импеданса в точке происходит согласно графику, представленному на *рис. 1*. При температуре 45...60 °С динамика ее роста в однородной биоткани приостанавливается, так как происходит свертывание (денатурация) белков, которое протекает с поглощением тепловой энергии. Далее, при достижении температуры более 100 °С, происходит закипание межклеточной жидкости, разрыв мембран клеток с поглощением тепловой энергии [2], [3].

При температуре более 100 °С в процессе электрохирургического воздействия происходят рассечение биоткани и высушивание жидкости на данном участке биоткани. При этом, согласно рис. 1, наблюдается рост импеданса высушенных структур до определенной величины, при которой фактически происходит рассечение биоткани, а также процесс закупорки мелких кровеносных и лимфатических сосудов в полости рассечения. Таким образом, отслеживая изменение импеданса биоткани, можно установить оптимальное значение степени коагуляции и с помощью обратной связи при дальнейшем росте импеданса снижать выходную мощность для предотвращения термического поражения.

Основная проблема, возникающая при реализации данного метода, связана с тем, что различные типы биотканей в разной степени подвержены термическим поражениям и при этом имеют различные электрические свойства. Более того, электрические свойства одного типа биоткани могут изменяться в определенных пределах [2].

Таким образом, для эффективной и безопасной коагуляции требуются автоматическое определение импеданса в точке приложения высокочастотного тока и достоверное определение типа ткани под электродом, чего можно достичь методом многочастотной импедансометрии с обработкой полученных значений импеданса. С точки зрения формы сигнала, наиболее важным фактором, определяющим эффективность воздействия, является пик-фактор сигнала (отношение пикового напряжения к его среднеквадратическому значению). Учитывая этот факт, можно изменять форму сигнала без снижения качества коагуляции; это позволяет ввести в сигнал гармонические составляющие разных частот, а затем выделять их с помо-

щью фильтров и таким образом составить многочастотную импедансную картину.

Кроме того, необходимо учитывать, что в случае monopolarной коагуляции наибольший вклад в измеряемые значения импеданса вносят биоткани в теле пациента, расположенные между пассивным электродом и областью электрохирургического воздействия. Следовательно, в этом случае необходимо использовать не сам импеданс, а его приращение. При неподвижном электроде возрастание импеданса вследствие коагуляции будет происходить только в области, прилежащей к электроду, и приращение импеданса может быть использовано для определения типа биоткани и оценки значения ее импеданса.

На базе Сибирского научно-исследовательского и испытательного центра медицинской техники «СибНИИЦМТ» были проведены исследования, целью которых являлся поиск способа идентификации типа биоткани по ее импедансу, а также изучение изменений электрических свойств биотканей при воздействии высокочастотного электрического тока. Измерения импеданса проводились на образцах удаленных биотканей, предоставленных Городской клинической больницей № 1 г. Новосибирска. Было предоставлено 1040 образцов биоткани желудка и 786 образцов биотканей печени – как в норме, так и пораженных доброкачественными или злокачественными опухолями.

Воздействие на биоткани проводилось при помощи электрохирургического аппарата ЭХВЧ-350-4 в режиме «резание», при различных значениях мощности высокочастотного тока от 150 до 350 Вт с шагом 15...20 Вт. Наблюдения за состоянием тканей в месте разреза и фиксация изображений проводились с помощью микроскопа «Биомед-6» и цифровой USB-фотока-

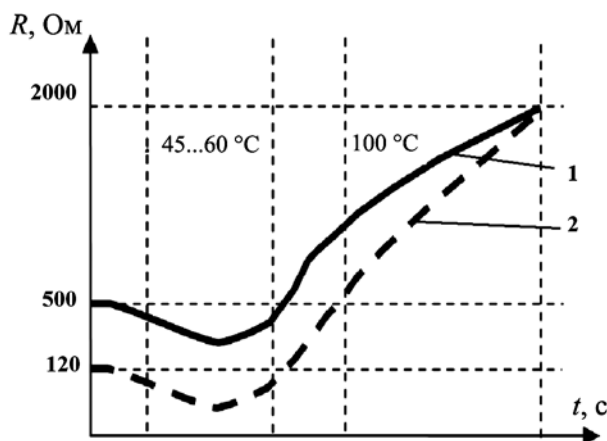


Рис. 1. Характер изменения импеданса биоткани в зависимости от времени контакта активного электрода: 1 – мышечная ткань; 2 – паренхима печени

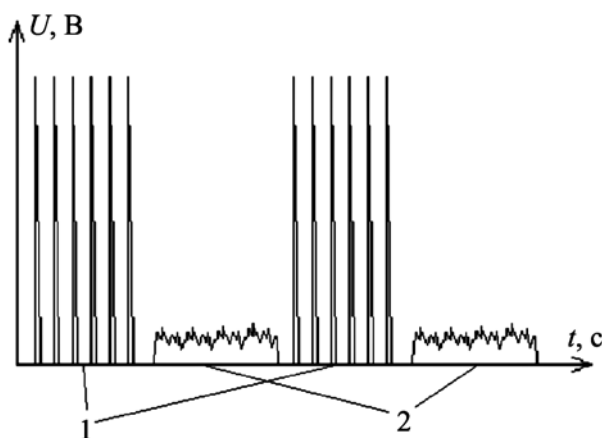


Рис. 2. Форма сигнала для режима «коагуляция»: 1 – коагуляционное воздействие; 2 – многочастотный информационный сигнал

меры-насадки к микроскопу DCM-130. Объектом исследования были образцы биотканей желудка. Для измерения электрического импеданса в рамках изучения морфологических особенностей воздействия ВЧ-мощности было использовано по 150 образцов различных типов биотканей.

Для повышения помехоустойчивости результатов измерения импеданса и обеспечения однозначной идентификации типа тканей по импедансу можно совместно использовать два интегральных показателя. Первый – средний по диапазону частот импеданс

$$Z_s = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |Z_i|, \quad (1)$$

где n – количество частот, на которых происходит измерение импеданса $|Z|$; $|Z_i|$ – результат измерения на i -й частоте.

Второй показатель – интегральный коэффициент поляризации

$$K_z = \frac{n_2 \sum_{i=1}^{n_1} |Z_i|}{n_1 \sum_{j=1}^{n_2} |Z_j|}, \quad (2)$$

где $|Z_i|$ и $|Z_j|$ – модули электрического импеданса, измеренные на частотах f_i и f_j соответственно, а n_1 и n_2 – количество рабочих частот, используемых при оценке поляризационных характеристик элементов. В данном исследовании использовали 6 различных частот в диапазоне от 10 до 500 Гц. Использование этих двух интегральных коэффициентов в совокупности позволило однозначно идентифицировать тип ткани каждого из предоставленных образцов по измеренным значениям импеданса.

Для осуществления многочастотного измерения импеданса в режиме «коагуляция» можно использовать сигнал, комбинирующий электрохирургическое воздействие и подачу измерительного сигнала, содержащего гармоники всех частот, выбранных для измерения, как показано на рис. 2. Получить значение импеданса на каждой из частот можно путем фильтрации сигнала после прохождения через биоткань и таким образом отделить измерительный сигнал на определенной частоте от других его составляющих и от импульсов коагуляционного воздействия.

Результаты

Измеряя в процессе электрохирургического воздействия интегральный коэффициент поляризации K_z и значение импеданса, среднее по диапазону частот Z_s от 10 до 500 кГц, как показывает данное исследование, можно сделать вывод о типе биоткани и формировать выходное воздействие аппарата с учетом особенностей различных биотканей. Использование этих двух интегральных коэффициентов позволит однозначно идентифицировать тип биоткани. В табл. 1 и 2 приведены полученные значения коэффициентов для биотканей желудка и печени. Погрешность измерения импеданса биоткани составляет не более 10 %.

В табл. 3 приведены средние значения импеданса до и после воздействия высокочастотным электрическим током.

Из результатов эксперимента можно сделать вывод, что возрастание импеданса биоткани при отсутствии недопустимых термических поражений составляет приблизительно 10...20 %. Следовательно, для предотвращения термических поражений, при использовании биполярной коагуляции целесообразно для большинства биотканей снижать выходную мощность при повышении измеряемого значения импеданса более чем на 20 %. В случае монополярной коагуляции представляется возможной достаточно точная оценка импеданса на каждой из частот по ее приращению за определенное время, что позволит устанавливать тип биоткани и соответствующие ему выходные параметры.

Для большинства биотканей прирост сопротивления в результате воздействия высокочастотным током не превышает 90 Ом, но в некоторых случаях он может быть значительно

выше. Скорректировать выходное воздействие с учетом этого фактора позволит идентификация типа биоткани.

Таблица 1

Электрические параметры биотканей желудка

Тип биоткани	Импеданс, Ом		Интегральный коэффициент поляризации K_z	Средний импеданс Z_s
	10 кГц	500 кГц		
Слизистая оболочка	516,60	424,27	1,26	492,29
Подслизистый слой	525,28	405,26	1,30	483,35
Мышечный слой	254,01	147,89	1,71	206,75
Серозная оболочка	207,47	127,64	1,63	172,82
Стенка кровеносных сосудов	1556,23	1405,47	1,11	1503,72
Нервная ткань	208,40	161,72	1,29	192,70
Опухоль доброкачественная	348,14	154,32	2,26	288,37
Опухоль злокачественная	320,86	190,89	1,75	265,56

Таблица 2

Электрические параметры биотканей печени

Тип биоткани	Импеданс, Ом		Интегральный коэффициент поляризации K_z	Средний импеданс Z_s
	10 кГц	500 кГц		
Оболочка	1254,21	889,36	1,41	1144,66
Паренхима	764,56	378,79	2,01	644,05
Гепатоциты	716,71	415,43	1,73	206,75
Стенки желчных протоков	1228,51	1211,51	1,01	1223,40
Стенки кровеносных сосудов	1456,28	1300,24	1,12	1408,11
Опухоль доброкачественная	567,34	370,59	1,53	518,04
Опухоль злокачественная	487,52	375,15	1,31	457,23

Таблица 3

Импеданс биотканей желудка до и после воздействия высокочастотным электрическим током

Тип биоткани	Импеданс биоткани до воздействия, Ом	Импеданс биоткани после воздействия, Ом
Слизистая норм.	331,38	375,65
Подслизистая норм.	366,96	436,42
Мышечная норм.	397,72	435,69
Серозная норм.	390,35	487,99
Опухоль доброкачественная	273,09	319,19
Опухоль злокачественная	1185,84	1351,59

Заключение

В данной статье рассмотрены возможности коррекции выходных параметров электрохирургического аппарата с целью минимизации термических поражений биотканей. Обоснована целесообразность, и представлены способы реализации обратной связи по результатам измерения импеданса.

Описан способ многочастотного измерения импеданса в процессе проведения коагуляционного воздействия на биоткань. Проведенные нами исследования показывают, что по результатам данных измерений можно однозначно определить тип биоткани и выставить определенные параметры выходного сигнала аппарата с учетом ее особенностей. Также по росту измеряемого импеданса можно контролировать степень коагуляции биоткани, вводя величину приращения импеданса в обратную связь для предотвращения термических поражений. Кроме того, об импедансе биоткани на каждой из частот можно судить по ее приращению в результате коагулирующего воздействия.

Для дальнейшей разработки описанной импедансометрической системы в составе электрохирургического аппарата необходимы дополнительные исследования динамики изменений электрических свойств биоткани в процессе электрохирургических воздействий разных типов. Для проведения исследований необходимо использовать больше образцов различных биотканей, чтобы, по возможности, охватить большинство типов биоткани, подвергающихся воздействию высокочастотного тока в процессе проведения хирургических вмешательств.

В перспективе применение описанных систем как по отдельности, так и в совокупности позволит минимизировать термические поражения биотканей и практически полностью исключить вред от возможной ошибки хирурга. Реализовав все описанные системы контроля выходных параметров в одном аппарате, можно добиться гораздо более эффективного и безопасного использования электрохирургических аппаратов.

Список литературы:

1. Использование современных электрохирургических аппаратов в практической хирургии / Пособие для врачей. Под ред. В.В. Грищенко. – СПб.: СПбГМУ, 2005. 43 с.
2. *Белик Д.В.* Импедансная электрохирургия. – Новосибирск: Наука, 2000. 274 с.
3. *Белик Д.В.* Оценка физических факторов электрохирургического воздействия как основы для построения автоматизированных электрохирургических аппаратов // Медицинская техника. 2001. № 1. С. 19-24.

Дмитрий Васильевич Белик,
д-р техн. наук, генеральный директор,
ЗАО «СибНИИЦМТ»,
директор,
НИИМИ НГТУ,
Илья Николаевич Кустов,
аспирант, НГТУ,
инженер, ЗАО «СибНИИЦМТ»,
Кирилл Дмитриевич Белик,
канд. техн. наук, зам. директора,
Александр Валерьевич Шекалов,
магистр, инженер,
ЗАО «СибНИИЦМТ»,
г. Новосибирск,
e-mail: dvbelik@mail.ru

Д.К. Кострин, А.А. Лисенков, Н.Н. Потрахов

Формирование биомедицинских покрытий сложного состава с применением плазмы вакуумно-дугового разряда

Аннотация

Одним из наиболее перспективных способов формирования биомедицинских покрытий является использование вакуумно-дуговых источников плазмы, позволяющих получать чистые металлы и осуществлять плазмохимический синтез соединений сложного состава. В рассматриваемой работе продемонстрированы результаты синтеза нитрида и карбида титана на металлических подложках с помощью разработанного комплекса технологического оборудования.

Введение

Биомедицинские покрытия применяют для изменения свойства контакта между имплантатами и человеческим телом [1], достижения требуемых свойств, таких как износостойчивость у подвижных деталей протезов и защита от коррозии под воздействием биологических жидкостей организма, а также для уменьшения диффузии материала имплантата в живую ткань [2], [3]. Наиболее используемыми биологически совместимыми материалами являются: оксид алюминия ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$), диоксид кремния (SiO_2), карбид (TiC), нитрид (TiN) и диоксид титана (TiO_2), а также диоксид циркония (ZrO_2).

Покрытиям на основе нитрида и карбида титана уделялось особое внимание [4], преимущество их биомедицинского применения обусловлено свойствами биологической совместимости, которые зависят от их состава и структурных свойств, таких как стехиометрия, поверхностная морфология, микротвердость, коррозионная и износостойкость. Такие покрытия применяются при производстве протезов та-

зобедренных и коленных суставов, а также винтов и гвоздей для костного синтеза. Существует ряд методов нанесения биосовместимых покрытий на подложки из различных материалов [5]. Каждый способ обладает своими преимуществами и недостатками, однако использование вакуумно-дуговых источников плазмы представляется наиболее перспективным [6].

Биомедицинские материалы должны удовлетворять ряду зачастую взаимоисключающих требований, к тому же разные элементы конструкции могут требовать различных свойств применяемых материалов. Такие устройства, как имплантат коленного сустава, подразумевают движение между составными частями в процессе эксплуатации, в них зачастую используется слой полиэтилена, нанесенный на движущуюся металлическую деталь. Хотя полиэтилен биологически инертен в организме в целом, его микроскопические частицы в результате износа могут быть токсичными [7], [8]. Данные факторы привели к развитию технологии нанесения металлических покрытий на имплантаты [9].