

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 617. 089

**МЕТОД ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ
ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСОМЕТРИИ В ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ХИРУРГИИ**

©2026 г. **С. В. Белавская^{a,*}, Л. И. Лисицына^a, В. П. Разинкин^a,
И. А. Анохин^a, А. М. Семенов^{a,b}**

^a *Новосибирский государственный технический университет*

Россия, 630073, Новосибирск, просп. Маркса, 20

^b *Институт ядерной физики Сибирского отделения Российской академии наук*

Россия, 630090, Новосибирск, просп. Лаврентьева, 11

** e-mail: svbelavskaya@mail.ru*

Поступила в редакцию 26.01.2026 г.

После доработки 16.03.2026 г.

Принята к публикации 24.03.2026 г.

Предложен новый подход к вопросу проектирования измерительных цепей для контроля ходом выполнения операции радиоволновой хирургии, при котором из процесса измерения исключается контур тестирующего воздействия, а мониторинг проводится с помощью анализа характеристик сигнала генератора, задающего активное воздействие. Описан метод оценки и отслеживания состояния биологической ткани при помощи направленного ответвителя, разработаны конструкция и схема интеграции такого преобразователя в хирургический прибор, проведены математическое моделирование и проверка в эксперименте работоспособности предложенного устройства. Доказано и показано, как контроль динамического активного импеданса позволяет отслеживать результат электромагнитного воздействия на структурные изменения биологической ткани. Предложенный метод оперативного мониторинга позволяет повысить эффективность и безопасность высокочастотной электрохирургии.

1. ВВЕДЕНИЕ

Усовершенствование аппаратуры хирургического назначения является одним из приоритетных направлений современной медицины. Разработка новых приборов и способов проведения хирургических операций позволяет повысить их эффективность, качество выполнения и безопасность. Одной из важных задач этого направления является создание новых устройств интраоперационной диагностики. Мониторинг состояния живой ткани необходим при воздействии внешних факторов, таких как излучение, ультразвук и другие. При выполнении операций высокочастотной (ВЧ) электротомии, электрокоагуляции и электромагнитной абляции основным воздействующим фактором является электромагнитная волна. В интраоперационном мониторинге наиболее важен контроль результата

электромагнитного воздействия на структурно-морфологические характеристики состояния биоткани. Одним из критериев оценки состояния исследуемой ткани является ее импеданс [1]. Импеданс биологической ткани — это полное сопротивление тканей переменному току, которое включает активную (R) и реактивную (Z) составляющие. Активное сопротивление характеризует способность тканей к тепловому рассеянию электрического тока, его величина зависит от концентрации ионов в жидкостях организма, их подвижности и содержания белков. По активному сопротивлению оценивается состояние клеточной, внеклеточной и интерстициальной (жидкость межклеточного пространства и лимфа) жидкости. Реактивное сопротивление представлено главным образом емкостной составляющей, оно создается благодаря диэлектрическим свойствам клеточных мембран и органелл [2]. Измерение сопротивления биотканей позволяет оценить ряд физиологических и патологических параметров, связанных с их структурой, функциональным состоянием и составом. Анализ этих параметров дает информацию о различных аспектах жизнедеятельности тканей [3–5]. Важнейшими областями применения биоимпедансных измерений являются импедансные хирургические системы (ИХС) – это электрохирургические аппараты, которые измеряют импеданс биологических тканей во время операции [6, 7]. Применение ИХС позволяет осуществить повышение точности удаления патологий, снижение термических повреждений здоровых тканей, уменьшение риска перфорации сосудов и органов, сокращение времени заживления ран.

В настоящее время для оценки импеданса биоткани используются различные методы и схемы. Контактные методы основаны на пропускании через объект контроля переменного тока посредством подсоединения электродов (импедансная плетизмография, биоимпедансные анализаторы, реовазография и т.д.). Известен метод импульсной импедансометрии. Он основан на функциональной идентификации биологических тканей в классе моделей импеданса. Его принцип таков: объект тестируется тестовым сигналом вида единичной функции, вызванная реакция регистрируется и преобразуется в частотную область с помощью цифрового преобразования Фурье. В качестве тест-сигнала часто используется ток ступенчатой формы, прикладываемый к электродам, расположенным на исследуемом участке биологической ткани. Сегодня широкое распространение получили резонансные методы. Они применяются главным образом на высоких частотах. Схема состоит из генератора высокой частоты и измерительного колебательного контура, включающего образцовые индуктивность и емкость. Согласно этой схеме частоту генератора можно плавно изменять, пока не наступит резонанс. Момент резонанса определяется по величине напряжения, а резонансная частота – по шкале генератора. В зависимости от того,

какую составляющую импеданса исследуемого объекта требуется измерить, подключается либо образцовая индуктивность, либо емкость. К бесконтактным методам можно отнести метод динамической импедансной волюмографии. Метод реализуется с помощью системы взаимно ориентированных индуктивностей. Согласно этому методу биоткань исследуемого объема вносится в измерительное пространство, где формируются резонансные колебательные процессы [8–11].

Основными недостатками, общими для всех известных сегодня методов, являются обязательное условие наличия тестирующего воздействия на биоткань в виде электрического тока или электромагнитной волны и необходимость проектирования специальных схем цепей измерения.

Цель данного исследования – разработать способ измерения импеданса биоткани, позволяющий повысить безопасность отслеживания в реальном времени динамики процесса ВЧ-электротомии, а также упростить конструкцию и схему измерения исследуемых параметров.

2. МЕТОДОЛОГИЯ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРОЦЕССА

2.1. Интеграция направленного ответвителя в схему генерации активного сигнала

Общая схема системы мониторинга импеданса биоткани при проведении операций электрохирургии приведена на рис. 1.

Рис. 1. Блок-схемы систем мониторинга импеданса биоткани при проведении операций электрохирургии...

Одним из основных элементов СВЧ- и ВЧ-техники, позволяющих проектировать на их основе системы для медицинской техники, является направленный ответвитель. Направленные ответвители широко применяются в измерительных комплексах, системах радиосвязи, медицинской электронике, радарных системах и генераторах ВЧ-сигналов. В зависимости от реализации и материалов конструкции можно добиться различных характеристик: высокого коэффициента ослабления на ненужном порту, широкой полосы рабочих частот, малых размеров и устойчивости к температурным колебаниям [12].

Направленный ответвитель представляет собой пассивное линейное четырехпортовое устройство, в котором передача сигнала осуществляется от одного порта к другому с частичным направленным ответвлением и высокой степенью подавления в противоположном направлении. Основной принцип работы основан на электромагнитной связи между двумя близко расположенными линиями передачи. Общий вид направленного ответвителя на связанных линиях передачи изображен на рис 2.

Рис. 2. Общий вид направленного ответвителя.

В ВЧ-электрохирургии для воздействия на биоткани используются генераторы мощностью 100 Вт и более и частотой 1–30 МГц. В настоящее время промышленные направленные ответвители на такие частоты обычно реализуются на трансформаторах с ферритовыми сердечниками. Такая конструкция обладает следующими недостатками:

- повышенное излучение ВЧ-сигнала в окружающее пространство;
- при длительной работе на уровне ВЧ-мощности более 40 Вт температура ферритовых сердечников достигает 80–100 °С, что приводит к нестабильности параметров направленного ответвителя, что неприемлемо для медицинского прибора. Известны конструкции промышленных направленных ответвителей, выполненных на микрополосковых линиях передачи с боковой связью, при этом размер области связи должен быть соизмерим с четвертью длины волны. Но даже при расположении связанных линий передачи в форме меандра габаритные размеры на указанных частотах оказываются чрезмерно большими.

Таким образом, использование готового промышленно изготовленного ответвителя не представляется возможным, так как они рассчитаны на малую мощность (единицы Вт) и имеют большие габаритные размеры, соизмеримые с четвертью длины волны на рабочей частоте. Для отслеживания импеданса биоткани во время проведения операции мы предложили использовать направленный ответвитель на связанных линиях передачи. Для выбора варианта реализации направленного ответвителя, встраиваемого в линию передачи сигнала, воздействующего на биоткань, было проведено экспериментальное сравнение двух вариантов исполнения такого узла: на микрополосковых линиях и на коаксиальном кабеле. Практическое сравнение вариантов реализации направленных ответвителей показало, что для работы в таких условиях наиболее подходят коаксиальные ответвители. Конструкция коаксиального направленного ответвителя, используемого для поставленных целей, изображена на рис. 3.

Рис. 3. Коаксиальный направленный ответвитель.

Коаксиальный направленный ответвитель реализуется на основе двух связанных коаксиальных линий передачи, расположенных параллельно и помещенных в общий металлический экран. Это обеспечивает защиту от внешних электромагнитных помех и минимальных излучений наружу. Каждая коаксиальная линия состоит из центрального проводника, диэлектрической изоляции (например, фторопласт с $\epsilon \approx 2.4$), а также внешнего проводника (экрана), заземленного по всей длине. Связь между линиями реализуется за счет частичного удаления экрана между двумя коаксиальными отрезками и размещения их на

близком расстоянии в общей металлической оболочке. На участке взаимодействия происходит электромагнитная индукция: часть мощности, проходящей по основной линии, индуцирует напряжение в соседней линии.

К основным преимуществам такого преобразователя можно отнести высокий уровень направленности (до 30–40 дБ), низкие потери в основной линии (менее 0.5 дБ), возможность обеспечения эффективной развязки плеч и хорошего экранирования от внешних помех, хорошее согласование при правильной геометрии и стабильную работу в условиях передачи больших мощностей. На высоких частотах становятся важны паразитные элементы, рассеяние на переходах, неидеальности материалов, что требует использования САПР и 3D-эмуляторов. Для корректной работы ответвителя необходимо соблюсти симметрию относительно оси, одинаковую длину взаимодействующих отрезков, согласованные нагрузки на всех портах (обычно 50 Ом), а также качественное экранирование всей конструкции.

Направленный ответвитель встраивается в схему генерации воздействующего сигнала, и тестирование происходит на рабочей частоте генератора, задающего активное воздействие. При таком размещении структурная схема для мониторинга параметров биоткани, собранная на основе направленного ответвителя, принимает вид, приведенный на рис. 1б. Основным преимуществом такой схемы является отсутствие тестирующего генератора и, как следствие, дополнительного тестирующего воздействия на живую ткань. Это заметно упрощает схему и процесс мониторинга и повышает безопасность проведения хирургического вмешательства.

2.2. Математическое моделирование и расчет

Как известно из теории линий передачи, для определения коэффициента отражения имеет место следующее выражение [13]:

$$\Gamma = \frac{Z_n - Z_0}{Z_n + Z_0},$$

где Z_n – комплексное сопротивление нагрузки, Z_0 – волновое сопротивление линии.

Для выбранной блок-схемы сопротивление нагрузки равно сопротивлению биоткани: $Z_n = Z_b$.

Для оценки состояния биоткани рассмотрим эквивалентную схему ее полного сопротивления. В общем случае работу на любой частоте наиболее полно отражает модель в виде электрической схемы, приведенной на рис. 4.

Рис. 4. Эквивалентная электрическая схема живой биологической ткани.

Согласно этой схеме, импеданс биоткани включает активную и емкостную составляющие:

$$Z_{\text{экв}} = \frac{R_1 R_2 - j \frac{R_1}{\omega C}}{R_1 + R_2 - j \frac{1}{\omega C}}$$

Активное сопротивление обусловлено движением электронов через клеточные мембраны и межклеточное пространство. Емкостная составляющая связана с поляризацией мембран и накоплением зарядов на границах плохо проводящих тканей [2].

Операции ВЧ-хирургии проводят на частотах, превышающих 1 МГц. В работе [14] подробно описаны особенности построения аппаратуры для выполнения операций высокочастотной радиоволновой электрохирургии, рассмотрены схемы генерации для проведения таких воздействий. Показана высокая эффективность операций, выполненных на частотах 13.56 и 27.13 МГц, разрешенных для медицинских и экспериментальных целей.

Оценим составляющие импеданса биоткани на этих частотах. Емкостная составляющая полного сопротивления на частоте 27.13 МГц, как показывает расчет, имеет порядок единиц Ом, что намного меньше составляющих ее активного сопротивления, изменяющегося в пределах от 100 до 10000 Ом (для мягких мышечных тканей) [12]. Поэтому при расчете ею можно пренебречь. Такое допущение вполне возможно для целей мониторинга при абляции. Тогда

$$Z_6 = R_6 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2},$$

где R_1 – межклеточное сопротивление, R_2 – внутриклеточное сопротивление.

Составляющая R_1 представляет собой электрическое сопротивление биоткани постоянному току. При измерениях на переменном токе появляется составляющая R_2 , учитывающая влияние путей прохождения тока через цитоплазму клеточных структур. При работе на высоких частотах именно эта составляющая имеет особый интерес для отслеживания. Для коэффициента отражения имеем

$$\Gamma = \frac{R_6 - R_0}{R_6 + R_0},$$

где R_6 – активное сопротивление биоткани, $R_0 = Z_0 = 50$ Ом. Если измеряемое сопротивление биоткани более 50 Ом, то $R_6 > R_0$, при этом $0 < \Gamma < 1$.

Принимая эти условия, после алгебраических преобразований можно написать

$$R_6 = R_0 \frac{1 + \Gamma}{1 - \Gamma}$$

Таким образом, для оценки величины импеданса биологической ткани на частоте генератора сигнала активного воздействия (АВЧИ) достаточно определить модуль коэффициента отражения в линии его передачи. Полученное соотношение является рабочей формулой для

осуществления метода, оно должно быть заложено во встроенный алгоритм блока обработки данных.

Оценим теоретическую возможность физического удаления аппаратного блока от точки приложения воздействия при помощи коаксиального кабеля. Для этого проанализируем выражение, определяющее комплексный коэффициент отражения. В общем случае коэффициент отражения в линии передачи определяется формулой $\Gamma = |\Gamma| e^{j(\varphi_0 - 2\beta l)}$, где φ_0 – фазовый угол в начале линии, l – координата (расстояние между точкой измерения и объектом (местом приложения воздействия)), $|\Gamma| = \text{const}$. Как следует из этой формулы, величина модуля коэффициента отражения не зависит от места измерения. А поскольку в рабочую формулу измерения импеданса биоткани (R_6) входит только $|\Gamma|$, можно сделать вывод о том, что метод позволяет проводить измерения в любой точке линии передачи и, следовательно, использовать любую длину коаксиального кабеля, соединяющего генератор с активным электродом.

Ограничения и допущения метода следующие:

- способ применим на частотах более 10 МГц, где обеспечивается необходимая точность изменений,
- способ применим при $R_6 > 50$ Ом,
- при расчетах принято, что емкостная составляющая импеданса $Z_c \ll R_6$.

3. АППАРАТУРА ЭКСПЕРИМЕНТА

По определению коэффициент отражения по напряжению (напряженности электрического поля) линии передачи равен [15]:

$$\Gamma = \frac{U_0}{U_{\text{п}}},$$

где U_0 – амплитуда отраженной волны, $U_{\text{п}}$ – амплитуда падающей волны.

Для определения модуля этого параметра и оценки уровней U_0 и $U_{\text{п}}$ была разработана измерительная система ”генератор – направленный ответвитель – нагрузка“, выходные сигналы которой поступают на блок обработки данных. Полная схема системы мониторинга состояния биоткани во время проведения операций представлена на рис. 5

Рис. 5. Схема системы мониторинга.

Сигнал воздействия на биоткани во время операции от задающего генератора поступает на блок направленный ответвитель, ответвляющий часть энергии основного сигнала в измерительную цепь мониторинга параметров биоткани. Сигналы с выходов вспомогательной линии направленного ответвителя поступают на амплитудные детекторы

(АД), выделяющие модуль амплитуды падающей и отраженной волн, соответственно. Сигналы с выходов АД поступают на блок обработки данных, представляющий собой микропроцессор, где происходят преобразования согласно встроенным алгоритмам. Текущая информация о ходе выполнения операции отображается на индикаторе.

Модуль коэффициента отражения по напряжению для данной схемы измерения определяется формулой

$$|\Gamma| = \frac{|U_{0 \text{ изм}}| K_{\Pi}}{|U_{\Pi \text{ изм}}| K_0} = \frac{|U_{0 \text{ изм}}| \cdot 10^{-\frac{S_0}{20}}}{|U_{\Pi \text{ изм}}| \cdot 10^{-\frac{S_{\Pi}}{20}}} = \frac{|U_{0 \text{ изм}}| \cdot 10^{\frac{S_{\Pi}}{20}}}{|U_{\Pi \text{ изм}}| \cdot 10^{\frac{S_0}{20}}},$$

где K_0 – коэффициент передачи в канал отраженной волны, K_{Π} – коэффициент передачи в канал падающей волны, S_0 , S_{Π} – переходные ослабления в каналы измерительной цепи (дБ), $|U_{0 \text{ изм}}|$ и $|U_{\Pi \text{ изм}}|$ – сигналы, поступающие на блок обработки данных после амплитудных детекторов измерительной схемы. При условии симметрии каналов падающей и отраженной волн рабочая формула блока обработки данных имеет вид

$$|\Gamma| = \frac{|U_{0 \text{ изм}}|}{|U_{\Pi \text{ изм}}|}.$$

Для проведения эксперимента была рассмотрена и рассчитана конструкция коаксиального направленный ответвитель, работающего на частоте 27.13 МГц. Для реализации был использован типовой коаксиальный кабель РК 50-4-21 со следующими параметрами: внешний диаметр – 4 мм, диаметр центрального проводника – 1.37 мм, диэлектрик – фторопласт, экран – медная оплетка.

В качестве дополнительного проводника использовался многожильный провод МГТФ диаметром 1 мм и площадью поперечного сечения 0.1 мм². Для выполнения требования минимизации габаритных размеров была рассчитана физическая длина взаимодействия между проводниками, достаточная для эффективной работы на рабочей частоте. Реализованная длина области связи составляет 14 см. На частоте 27 МГц была получена развязка смежных плеч направленного ответвителя порядка 23 дБ, что является неплохим результатом, приемлемым для проведения эксперимента. За счет более тщательной подстройки резисторов, включенных в качестве нагрузок дополнительного проводника, направленность направленный ответвитель может быть доведена до 30 дБ и более. В данной работе неидеальность коэффициента развязки учитывалась с помощью калибровки направленного ответвителя, нагруженного на мощную (100 Вт) эталонную нагрузку 50 Ом. Проведенная калибровка позволила обеспечить точность мониторинга импеданса биоткани 3–5%.

Верификация работы измерительной системы “генератор – направленный ответвитель – нагрузка” была выполнена с помощью моделирования частотных свойств в программе NI AWR Design Environment 12 (рис. 6).

Рис. 6. Схема системы в программе NI AWR Design Environment 12

Входные порты P_1 и P_2 предназначены для подключения к источнику сигнала и нагрузке. Волновое сопротивление каждого порта составляет 50 Ом, что является стандартным значением для большинства высокочастотных приложений. Выходные порты P_3 и P_4 используются для подключения к измерительным приборам, они также имеют волновое сопротивление 50 Ом, что обеспечивает согласование со входными портами. Конденсаторы C_1 и C_3 емкостью 7.09 пФ обеспечивают необходимую фильтрацию сигналов. Эти компоненты также способствуют согласованию цепи, что критически важно для точного измерения коэффициента стоячей волны (КСВ). В сочетании с индуктивностями они формируют фильтр нижних частот с граничной частотой выше рабочей частоты 27.13 МГц. Такой подход обеспечивает необходимые условия для точного измерения.

Коаксиальные линии TL1 и TL2 имеют следующие параметры: $Z_E = 75.88$ Ом – волновое сопротивление при четном возбуждении, $Z_0 = 32.63$ Ом – волновое сопротивление при нечетном возбуждении. Физическая длина линии соответствует 7° электрической длины на частоте 27.13 МГц. Такие параметры связанных линий обеспечивают фазовый сдвиг и соответствие амплитуд, что необходимо для точного анализа падающих и отраженных волн, также они обеспечивают передачу сигнала с минимальными потерями и искажениями.

Для оценки параметров и качества работы направленный ответвитель при выбранных размерах области связи было проведено исследование частотных характеристик его основных параметров: коэффициент стоячей волны $SWR = (1+|\Gamma|)/(1-|\Gamma|)$; S_{21} – переходное ослабление от входного порта к портам измерительной цепи, $S_{12} = 20 \lg (U_{изм}/U_{акт})$. График изменения КСВ приведен на рис. 7. Из графика следует, что на рабочей частоте 27 МГц можно наблюдать $КСВ = 1.039$, что является вполне приемлемым значением для стабильной работы генератора.

Рис. 7. График коэффициента стоячей волны для рабочего канала.

Графики частотных зависимостей переходного ослабления S_{21} [дБ] каналов падающей и отраженной волн в измерительном канале при согласованной нагрузке приведены на рис. 8, 9.

Рис. 8. График переходного ослабления измерительного канала падающей волны.

Рис. 9. График переходного ослабления измерительного канала отраженной волны.

Из графиков видно, что на частоте 27 МГц уровень передачи S_{21} составляет примерно –33.5 и –55.9 дБ, что является достаточным для измерения амплитуд падающей и отраженной волн при мощности 100 Вт.

Таким образом, система “генератор–направленный ответвитель–биоткань” позволяет проводить измерения с высокой точностью за счет регулировки развязки направленного ответвителя на связанных линиях, она также подавляет высшие гармоники генератора в измерительном канале, обеспечивает малые потери мощности в рабочем канале за счет высокого качества согласования, подтвержденного экспериментально, дает возможность точной балансировки направленного ответвителя с помощью переменного резистора и подстроечного конденсатора, при этом она стабильна и надежна в работе за счет компенсации влияния паразитных индуктивностей измерительной линии.

Для проведения экспериментов по замерам импеданса использовались ВЧ-генераторы собственной разработки, изготовленные специально для исследования характеристик выполнения электротомии (рассечения) и абляции (выжигания) при помощи воздействия мощным ВЧ-сигналом частотой 13.56 и 27.12 МГц на базе лаборатории медицинской техники кафедры ЭП РЭФ НГТУ. Данная аппаратура ранее была использована в экспериментах по электротомии *in vivo* с экспериментальной моделью живых объектов в виде мышей инбредной линии C57B1/6 в виварии SPF института цитологии и генетики СО РАН при исследовании динамики заживления открытой раны после рассечения электромагнитным ВЧ-излучателем. Вышеуказанные генераторы были использованы также в экспериментах *in vitro* при оценке степени травматизации окружающих тканей при выполнении процедур электромагнитной абляции биоткани.

Генератор, используемый в экспериментах с направленным ответвителем, выполнен по двухканальной структуре, изготовлен на современной элементной базе и имеет следующие параметры:

- частота генерируемого электрического излучения без нагрузки – 27.12 МГц, с нагрузкой – 27.12 МГц,
- выходная мощность – 10–100 Вт,
- выходное сопротивление – 50 Ом,
- динамический диапазон регулирования выходной мощности – 26 дБ,
- номинальное значение мощности в рабочей зоне – 30–60 Вт,
- форма выходного сигнала – синусоида,
- ослабление второй гармоники выходного сигнала по отношению к основной не менее, чем 56 дБ,

- изменение параметров при изменении температуры окружающей среды от 0 до 40 °С и влажности от 0% до 70%:
- нестабильность частоты – 0.01%,
- изменение выходной мощности в рабочей зоне – 5%.

Уровень радиопомех, создаваемых при работе генератора, не превышает допустимых значений для радиопередающей аппаратуры.

Внешний вид генератора приведен на рис.10.

Рис. 10. ВЧ-генератор

В качестве инструмента воздействия использовался металлический электрод площадью поперечного сечения 1 мм², выполненный из медицинской стали марки AISI 316L (03X17H14M2).

4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Эксперименты по измерению импеданса при помощи коаксиального направленного ответвителя проводились с использованием в качестве объекта исследования биоптатов крупного рогатого скота, так как в медико-биологических разработках первичные исследования принято проводить на тканях животных, биохимические и физиологические характеристики которых близки к человеческим, а также с использованием эквивалентных схем замещения. Точность измерения импеданса при помощи разработанного направленного ответвителя после калибровки была оценена путем проведения замеров на эталонном сопротивлении в виде мощного планарного пленочного резистора на 108 Ом. Инструментальная погрешность измерения составила 3.7%.

Результаты исследования процесса ВЧ-абляции биоткани в виде мышечных тканей и сухожилий приведены в табл. 1, 2. Абляция выполнялась путем сканирования со скоростью 2 см/с. Измерения проводились при мощности генератора мощностью 40 Вт.

Таблица 1. Результаты замеров мышечной ткани

Время, с	$U_{п}$, мВ	U_0 , мВ	Γ	SWR	$R_с$, Ом
0	385	326	0.846	12	600
1	385	340	0.882	16	800
2	380	337	0.886	16.7	834
3	375	334	0.892	17.5	875
4	375	335	0.892	17.58	879
5	370	330	0.892	17.6	880
6	370	331	0.894	17.78	889
7	368	329	0.893	17.8	890
8	365	326	0.894	18	900

9	365	327	0.895	18.1	905
10	364	326	0.895	18.2	910

Таблица 2. Результаты замеров сухожилий

Время, с	$U_{п}$, мВ	U_0 , мВ	Γ	SWR	R_6 , Ом
0	385	334	0.867	14	700
1	385	347	0.902	19.4	970
2	380	345	0.909	20.9	1045
3	375	342	0.913	21.86	1093
4	375	344	0.917	23.12	1156
5	370	341	0.923	24.84	1242
6	370	343	0.926	26.2	1310
7	368	342	0.929	27	1350
8	366	340	0.929	27.1	1355
9	365	339	0.928	26.96	1348
10	364	338	0.928	26.6	1330

Динамика процесса термической абляции представлена на рис. 11.

Рис. 11. Динамика ВЧ-абляции.

На рис. 12 приведены результаты мониторинга АВЧИ образца мягкой биологической ткани при выполнении электротомии со скоростью перемещения электрода 1 см/с при мощности активного сигнала 60 Вт. Рассечение проводилось с эффектом коагуляции краев разреза.

Рис. 12. Электротомия образца мягкой ткани с эффектом коагуляции.

Рисунок 13 демонстрирует результат воздействия сигналом мощностью 20 Вт на одну точку образца мягкой ткани в течение 12 с.

Рис 13. Зависимость относительного АВЧИ биоткани от временной стадии структурных изменений биоткани под действием электромагнитного поля.

Участки на графике:

- зона 1 соответствует процессу обратимого прогрева ткани,
- зона 2 отражает процессы денатурации белков, коллагена и коагуляции тканей,
- зона 3 соответствует некрозу и перфорации биоткани, образованию струпа и гибели клеток,
- зона 4 указывает на процессы карбонизации, распада клеток до неорганических соединений, обугливания и пиролиза ткани,

- зона 5 отражает деструкцию биоткани,
- зона 6 соответствует процессу испарения и обезвоживания биоткани.

Анализ физико-химического механизма явлений, положенных в основу и являющихся результатами проведенного эксперимента, показывает, что при воздействии на биоткань электромагнитного поля происходят денатурация структуры белков и повреждение клеточных мембран, коагулируют внутриклеточные компоненты. Это нарушает работу ионных каналов и транспортеров, что уменьшает количество свободных ионов, участвующих в проводимости, и, следовательно, повышает активное сопротивление ткани. Кроме того, увеличивается вязкость цитоплазмы и межклеточного пространства, что затрудняет движение ионов. При мощном электромагнитном воздействии (ЭМВ) происходит интенсивное испарение тканевой жидкости, что приводит к сильному обезвоживанию биоткани. Эти процессы во много раз превышают возможное локальное увеличение скорости движения носителей заряда под действием теплового движения частиц. При дальнейшем воздействии структурная деградация тканей увеличивается, приводя к эффектам карбонизации и обугливания тканей. Таким образом, структурные разрушения и обезвоживание становятся доминирующими эффектами, специфическими для воздействия поля на биоткани.

Картина усредненных результатов ЭМВ на биоткани на рис. 13 показывает, что величина активного импеданса испытывает резкие скачки при достижении необратимых изменений структуры биоткани и изменении ее морфологического статуса. Это позволяет контролировать результат электромагнитного воздействия на биоткань. Отслеживание процесса в динамике при выполнении электротомии или ВЧ-абляции дает возможность поддерживать на постоянном уровне необходимый эффект воздействия. Из графиков на рис. 11, 12, демонстрирующих изменения активного импеданса биоткани во времени, следует, что для достижения результата термического разрушения живой ткани достаточное время воздействия составляет доли-единицы секунды (максимум 6 с), после чего для предотвращения перегрева необходимо прекращение воздействия на данную точку. Это позволяет оптимизировать скорость передвижения активного электрода при сканировании или рассечении. Таким образом, контроль активного импеданса позволяет определить степень необратимых структурных изменений биоткани, а отслеживание этого параметра во времени помогает оптимизировать параметры процедуры (скорость и время воздействия).

Предложенный способ мониторинга состояния биоткани наиболее объективно оценивает эффективность процедуры и является более информативным, чем контроль и/или стабилизация только физических характеристик ткани, таких как текущая температура, а

также характеристик самого воздействующего фактора. Так, при достижении системой квазистационарного состояния температура биоткани остается постоянной, тогда как ее структурные изменения продолжают происходить во времени. После прекращения воздействия на биоткань ее температура снижается до начальной (комнатной), но импеданс остается стабильно высоким, что отражает необратимые структурно-морфологические изменения биоткани при коагуляции, некрозе, интенсивном испарении тканевой жидкости, карбонизации и пиролизе. При задании же определенных параметров сигнала, таких как ток, напряжение или мощность, также не всегда удается достичь требуемого эффекта.

Интраоперационный мониторинг АВЧИ помогает эффективно управлять ходом операции. Использование метода в ручном режиме позволяет динамически адаптировать технику работы с электродом. Повышение величины подконтрольного сопротивления выше уровня предельно допустимого значения служит сигналом для увеличения скорости сканирования или остановки работы генератора. Понижение сопротивления ниже уровня, рекомендованного для данной конкретной операции, говорит о необходимости уменьшения скорости передвижения активного электрода.

При использовании в цепи обратной связи генератора блока обработки информации о текущем активном импедансе можно оперативно корректировать параметры воздействия (мощность, напряжение активного сигнала) в ответ на его изменения. Так, при использовании предложенного метода можно наиболее точно и корректно проводить процедуры с заданным результатом, не допуская нежелательных эффектов карбонизации и обугливания.

Результаты эксперимента по замерам биоимпеданса показывают высокую степень корреляции с данными тестового оборудования. Коэффициент корреляции Пирсона между исходными данными и результатами замеров в диапазоне измерения $10^2 - 10^4$ Ом/м составил $r \sim 0.92$ ($p < 0.01$), что указывает на сильную прямую линейную связь. Это свидетельствует о высокой согласованности измерений с эталонными значениями. Абсолютная методическая погрешность, связанная главным образом с принятыми допущениями, в зависимости от типа биоткани находится в диапазоне 1–5 Ом. Это вполне приемлемо для отслеживания состояния биоткани при проведении операции. Инструментальная погрешность физического удаления аппаратного блока от точки приложения воздействия практически не влияет на точность измерений. Эксперимент показал, что наибольшую точность дают измерения при разрезах мышечных тканей, которые и составляют основную долю операций ВЧ-электрохирургии.

Таким образом, проведенный эксперимент показал, что:

- отслеживание состояния биоткани, находящейся под воздействием мощной электромагнитной волны, может быть проведено путем анализа взаимодействия активного сигнала рабочей частоты с биотканью,
- аппаратура для осуществления эффективной работы метода может быть выполнена на основе направленного ответвителя на связанных линиях передачи,
- метод измерения параметров биоткани на основе направленного ответвителя имеет высокое быстродействие, что позволяет выполнять отслеживание с высокой скоростью и проводить мониторинг операции,
- измерения АВЧИ в режиме непрерывного мониторинга позволяют оптимизировать скорость движения электрода и параметры активного сигнала,
- информативность динамических измерений АВЧИ намного выше таковой при проведении измерений в статике,
- величина АВЧИ претерпевает резкие скачки при изменении структурно-морфологического состояния биоткани.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных исследований был предложен метод оперативного мониторинга состояния биологической ткани во время проведения операции ВЧ-радиоволновой хирургии при помощи коаксиального направленного ответвителя, встраиваемого в основную линию передачи. Для реализации метода была разработана измерительная схема, компенсирующая влияние паразитной индуктивности выводов проводников и соединений за счет использования подстроечного конденсатора и фильтра нижних частот. Работоспособность метода и разработанной аппаратуры проверена в эксперименте с использованием генератора собственной разработки максимальной мощностью 100 Вт и частотой генерации 27.13 МГц. Предложенное решение позволило исключить из процесса проведения хирургического вмешательства воздействие дополнительного тестирующего сигнала и упростило конструкцию и схему цепи измерения. Метод дает возможность улучшить качество и безопасность операций за счет регулировки воздействия. Задача оптимизации оперативного воздействия заключается в поддержании активного импеданса на постоянном уровне, соответствующем необходимому эффекту, при помощи регулирования времени воздействия, скорости перемещения электрода и/или параметров активного сигнала ($AB\text{ЧИ} = \text{const}$). Кроме того, принцип действия метода может быть использован для построения экспериментальной аппаратуры для дальнейших биомедицинских исследований особенностей корреляционных зависимостей

высокочастотного сопротивления биоткани от ее морфофункциональных характеристик, а также патологических изменений ее состояния. Дальнейшие исследования могут быть направлены на расширение диапазона контролируемых параметров.

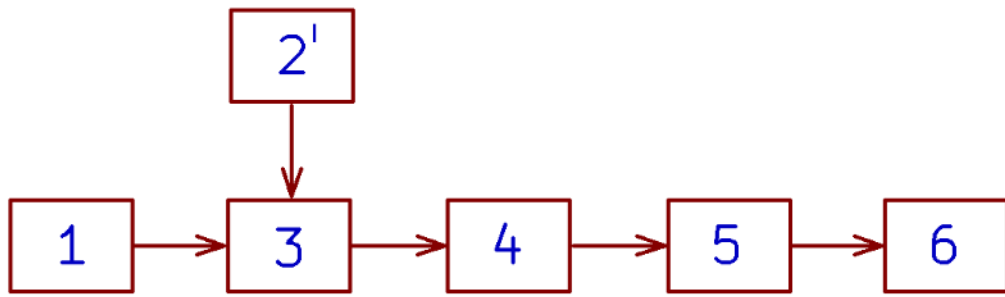
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Воронов К.Е., Калаев М.П., Телегин А.М., Рязанов Д.М.* // ПТЭ. 2025. №5. С. 111. <https://doi.org/10.7868/S3034564225050137>
[*Voronov K.E., Kalaev M.P., Telegin A.M., Razanov D.M.* // Instruments and Experimental Techniques. 2025. Т. 68. № 5. С. 801. <https://doi.org/10.1134/S0020441225701064>]
2. *Тихомиров А.М.* Импеданс биологических тканей и его применение в медицине. Москва: Рос. гос. мед. ун-т.2006. С.12.
3. *Nazário Leão R., Marques Da Silva P.* // Int. J. Cardiovasc. Sci. 2019. V. 32. № 1. P. 61. <https://doi.org/10.5935/2359-4802.20180048>
4. *Малахов М.В., Мельникова А.А., Викулов А.Д.* Определение гематологических показателей АД методом биоимпедансной спектроскопии: Методические указания. Ярославль: Издательство ЯГПУ. 2011.
5. *Николаев Д.В., Руднев С.Т.* // Спортивная медицина: наука и практика. 2012. С. 29. <https://elibrary.ru/item.asp?id=19042461>
6. *Федотов А.А., Акулов С.А.* Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. Москва: Радио и связь, 2013. <https://elibrary.ru/item.asp?id=20167455>
7. *Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И., Шакиров Н.В., Фролов А.В.* // Российский журнал биомеханики. 2012. Т. 16. № 1. С. 110. <https://elibrary.ru/item.asp?id=17685718>
8. *Ясинский И.М.* Способ электромагнитно-резонансной импедансометрии живых тканей биологического объекта и устройство для его осуществления. РФ Патент 2295912С2, 2007.
9. *Терещенко Н.Ф., Цапенко В.В., Чухраев Н.В.* Измерение электропроводимости и проницаемости биологических тканей. // 10-я Международная научно-техническая конференция “Приборостроение – 2017”. Минск, 2017. С. 52.
10. *Рухлева Е.А., Глинкин Е.И.* Способ определения составляющих импеданса биообъекта. РФ Патент 2624172 С1, 2017.
11. *Баньков В.И.* // Бюллетень сибирской медицины. 2016. № 3. С. 10. <https://elibrary.ru/item.asp?id=26370500>

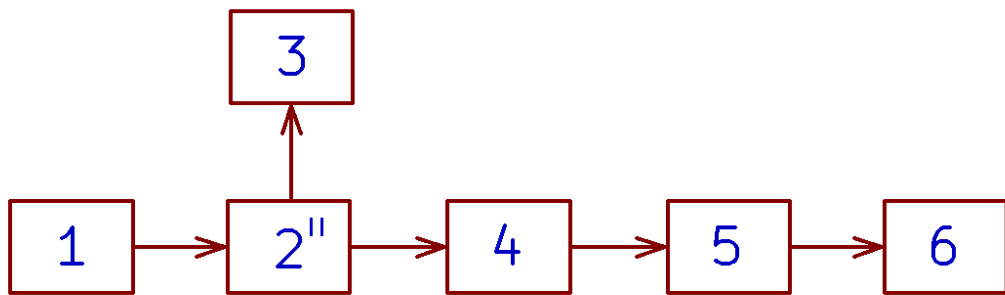
12. *Акулов С.А., Гуржин С.Г., Калакутский Л.И.* // Биомедицинская радиоэлектроника. 2007. № 7. С. 38. <https://elibrary.ru/item.asp?id=10338211>
13. *Ротхаммель К.* Антенны: справочное издание. / Пер. с нем. Репринтное воспроизведение издания 1998 г. Москва: Эколит, 2011. С. 546.
14. *Белавская С. В., Лисицына Л. И., Разинкин В. П.* Аппаратура и методики электрохирургии на частотах 10–30 МГц. Наука, образование, технологии в эпоху глобальной трансформации. Монография. Петрозаводск: МЦНП “Новая наука”, 2025. С.108. <https://elibrary.ru/item.asp?id=80581244>
15. *Фельдштейн А. Л., Явич Л. Р.* Синтез четырехполосников и восьмиполосников на СВЧ. Москва: Связь, 1971.

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

- Рис. 1.** Блок-схемы систем мониторинга импеданса биоткани при проведении операций электрохирургии: 1 – задающий генератор, 2' – тестирующий генератор, 2'' – направленный ответвитель, 3 – биоткань, 4 – измерительный блок, 5 – блок обработки данных, 6 – индикатор. На схеме **б** в отличие от схемы **а** нет тестирующего генератора, но присутствует направленный ответвитель
- Рис. 2.** Общий вид направленного ответвителя: 1 – полоски, 2 – нагрузочный резистор, 3 – ВЧ-разъемы, 4 – корпус
- Рис. 3.** Коаксиальный направленный ответвитель: 1 – внутренний проводник основной линии, 3 – элемент связи, 2, 4 – выходы вспомогательной линии, 5 – выход основной линии
- Рис. 4.** Эквивалентная живой биологической ткани электрическая схема
- Рис. 5.** Схема системы мониторинга: Г – генератор (100 Вт, 27.13 МГц), НО – направленный ответвитель, R_6 – импеданс биоткани, АД1 и АД2 – амплитудные детекторы, БОД – микропроцессор, БИ – блок индикации
- Рис. 6.** Схема системы в программе NI AWR Design Environment
- Рис. 7.** График коэффициента стоячей волны для рабочего канала
- Рис. 8.** График переходного ослабления измерительного канала падающей волны
- Рис. 9.** График переходного ослабления измерительного канала отраженной волны
- Рис. 10.** ВЧ-генератор
- Рис. 11.** Динамика ВЧ-абляции: 1 – мышечная ткань, 2 – сухожилие
- Рис. 12.** Электротомия образца мягкой ткани с эффектом коагуляции
- Рис. 13.** Зависимость АВЧИ биоткани от временной стадии ее структурных изменений под действием электромагнитного поля



(a)



(б)

Рис. 1.

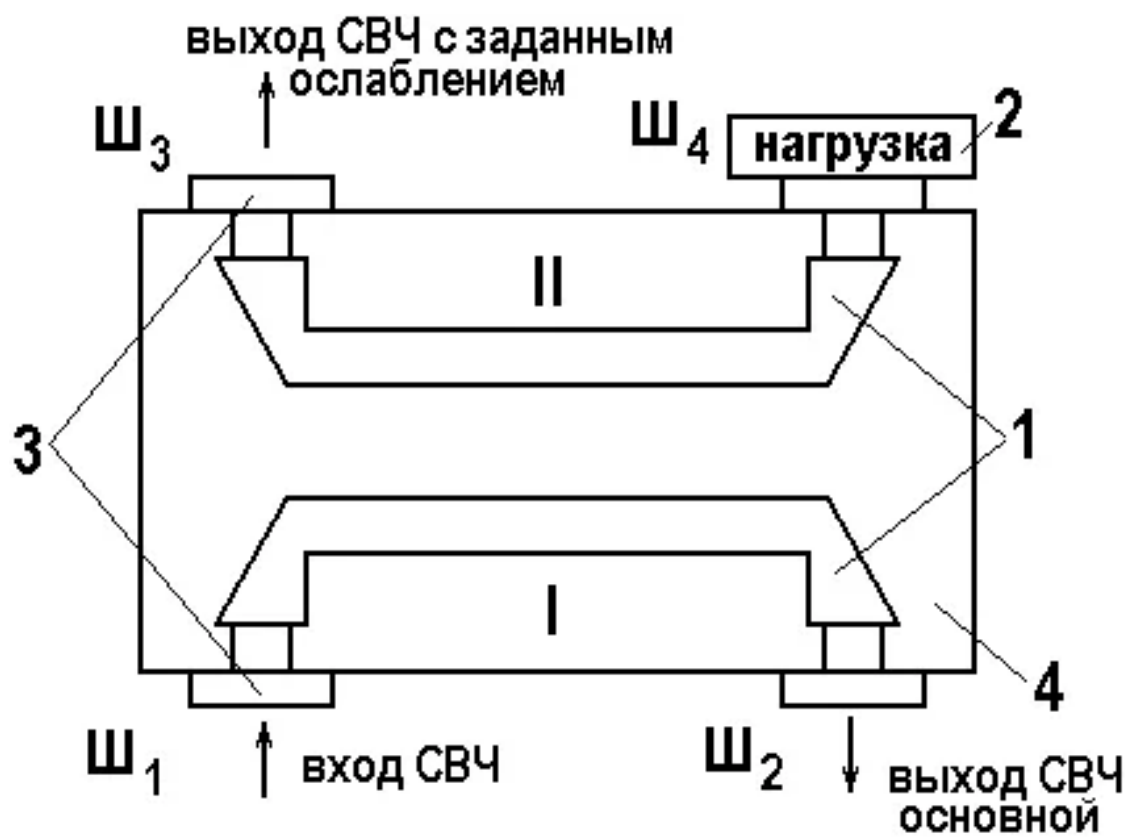


Рис. 2.

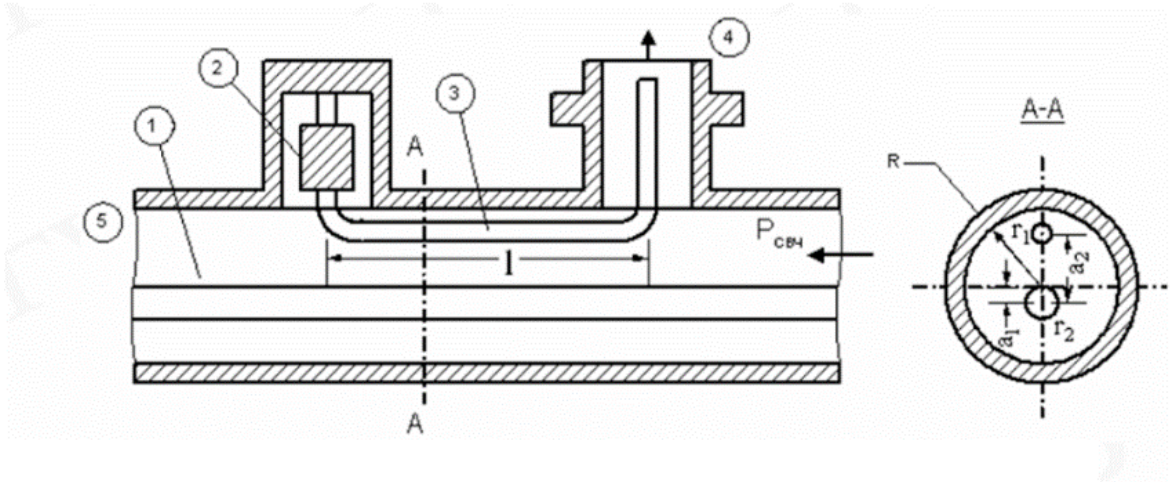


Рис. 3.

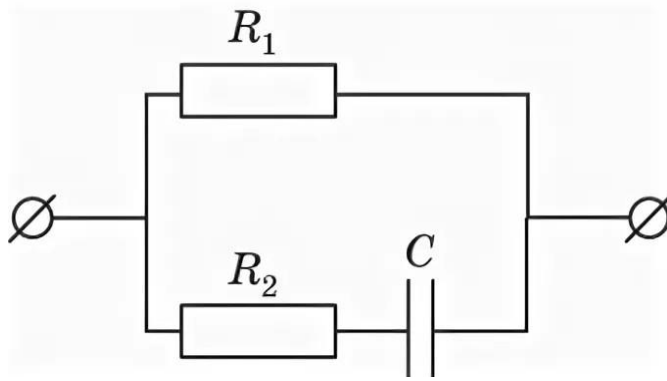


Рис. 4.

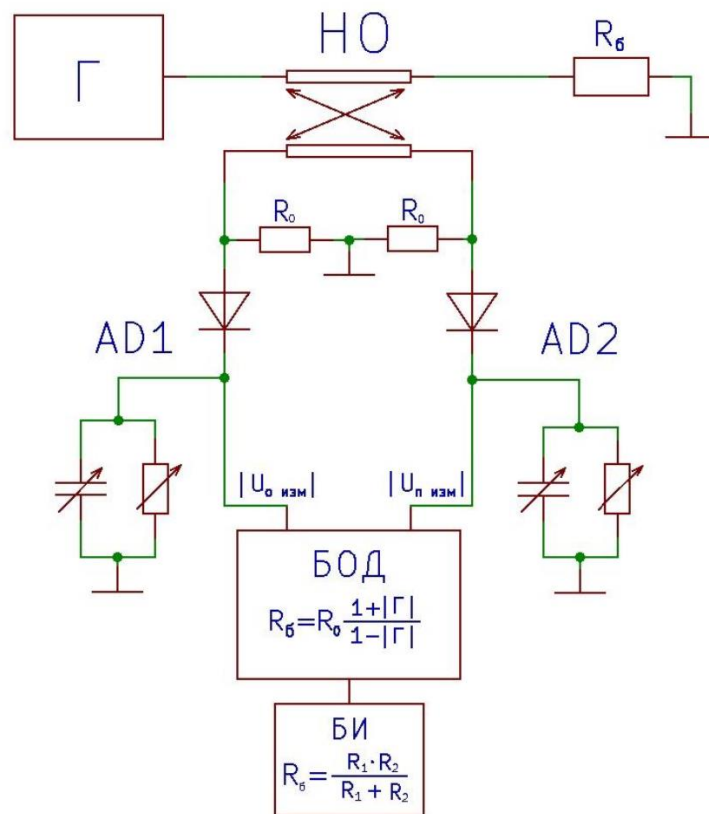


Рис. 5.

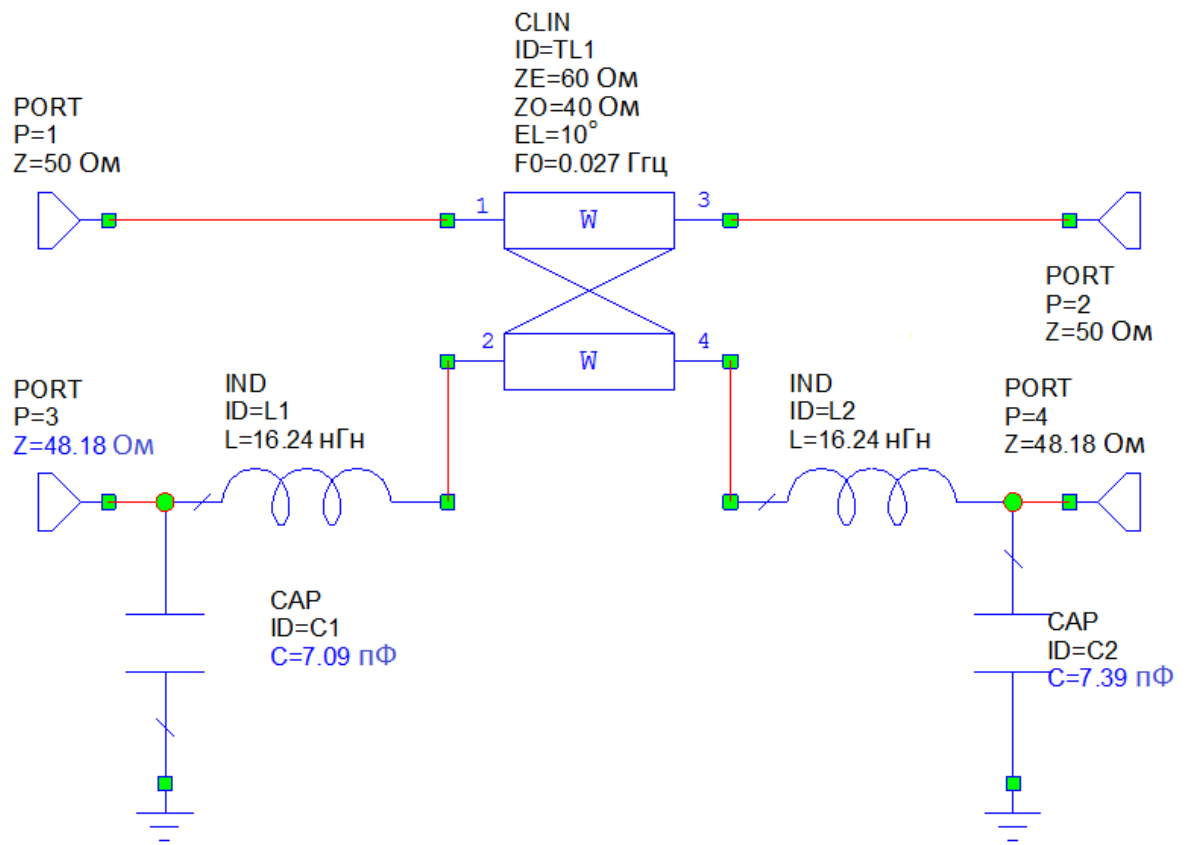


Рис. 6.

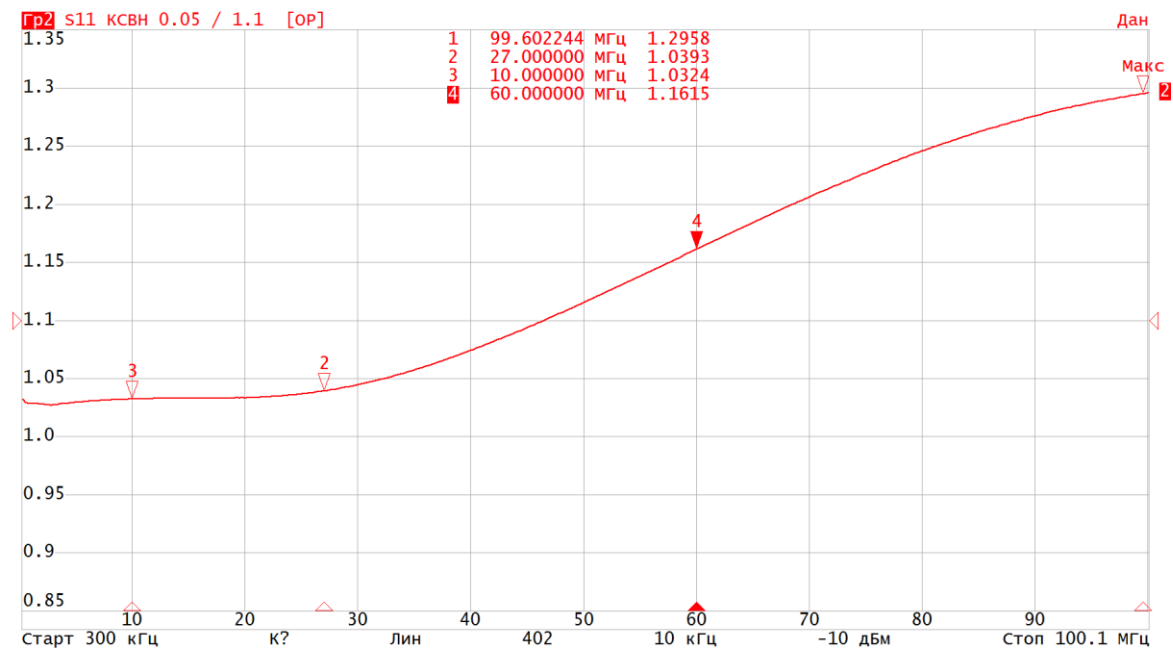


Рис. 7.

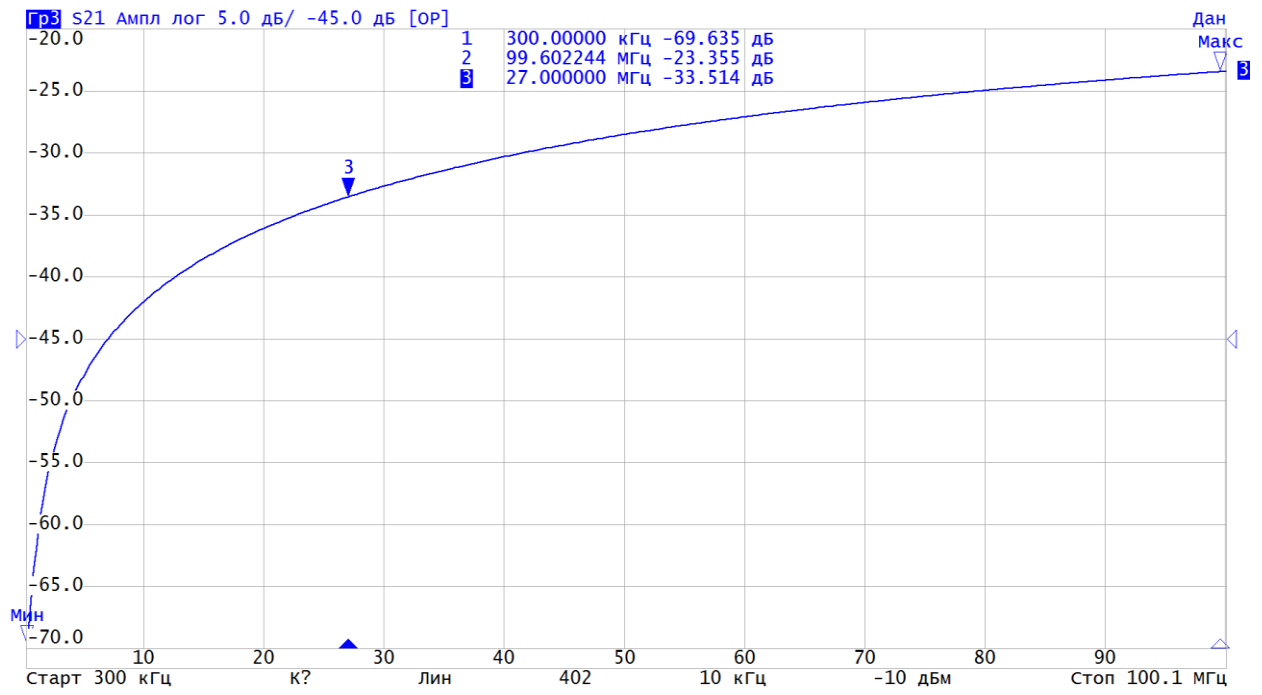


Рис. 8.

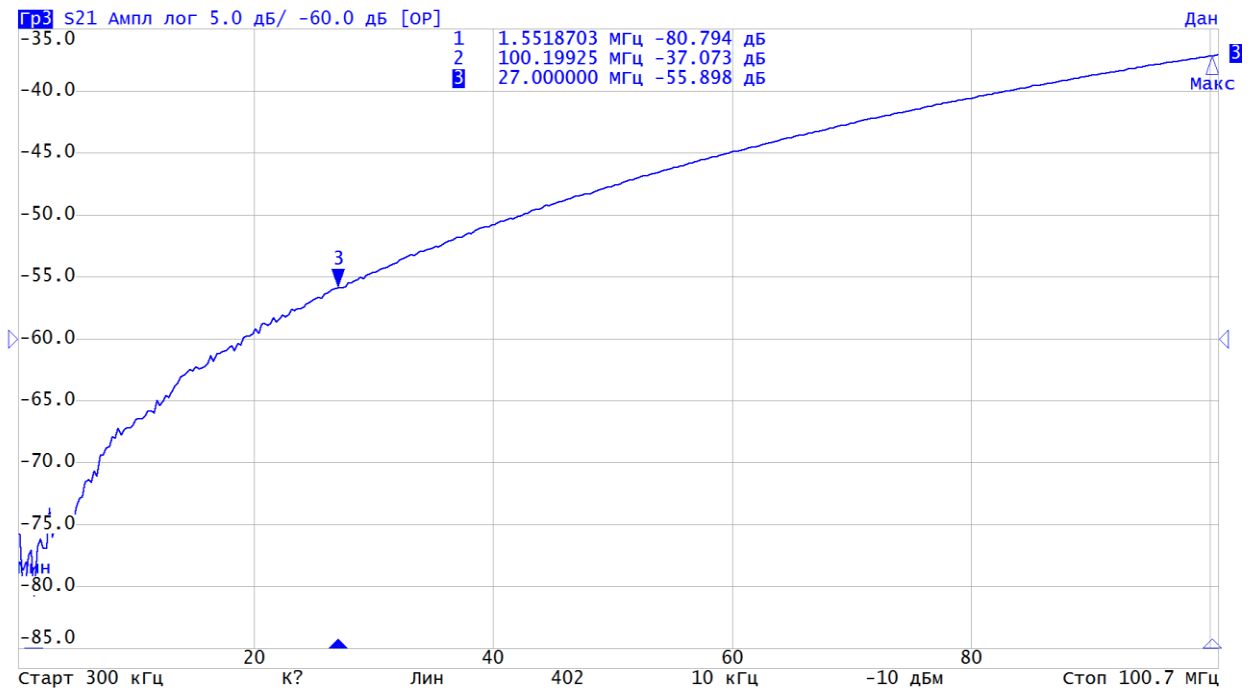


Рис. 9.



Рис. 10.

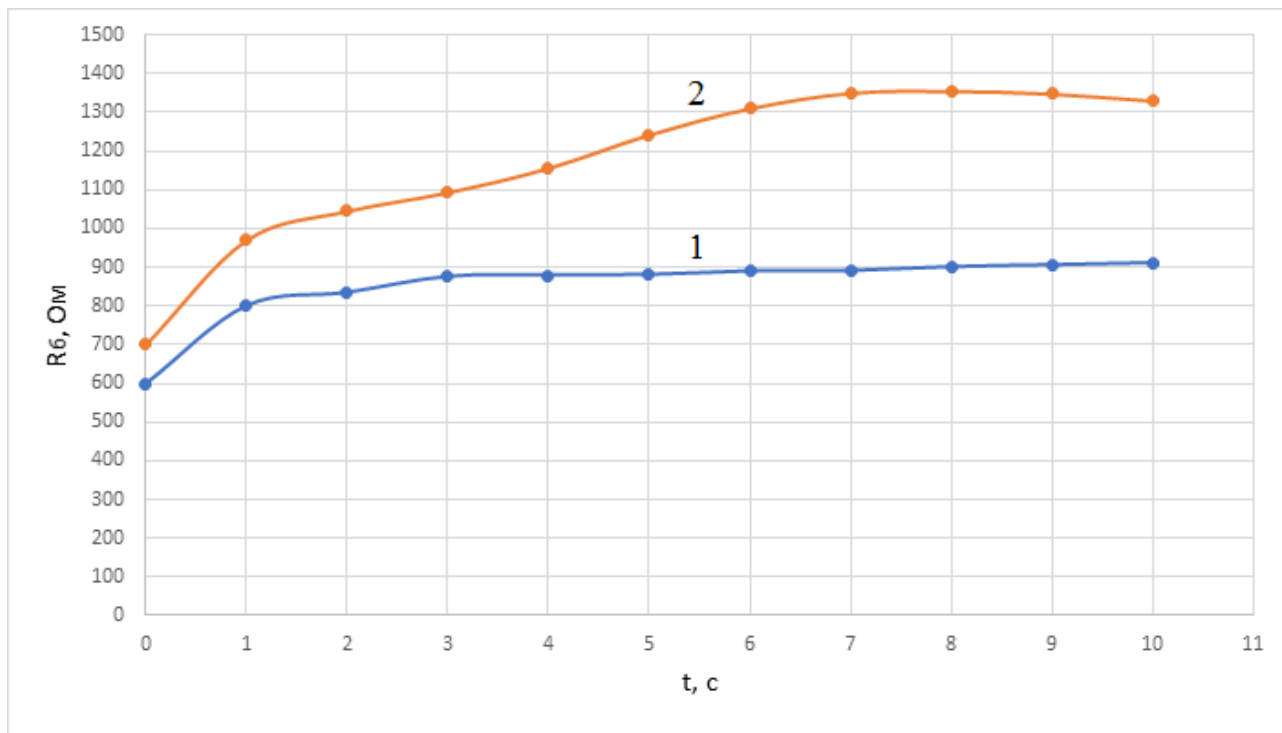


Рис. 11.

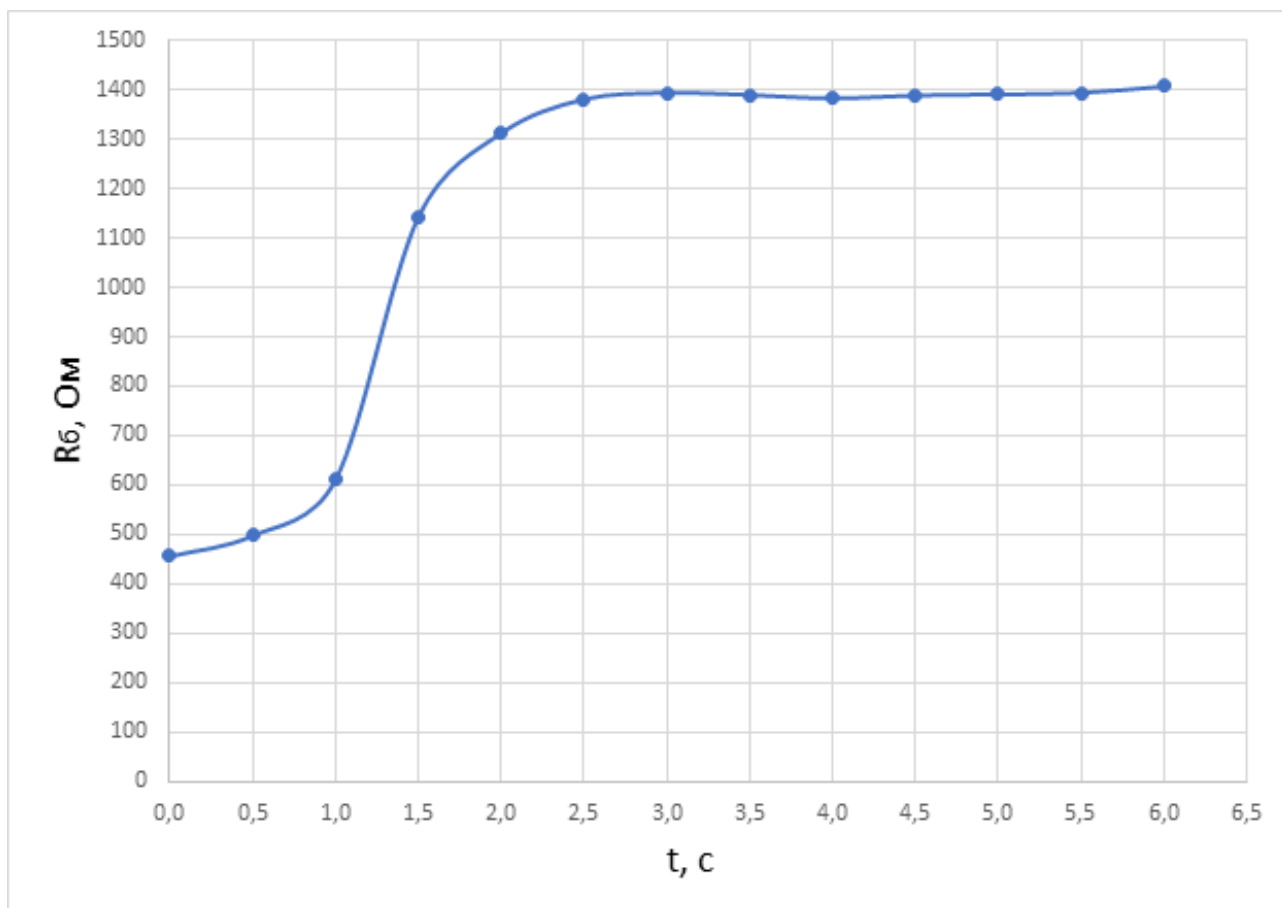


Рис. 12.

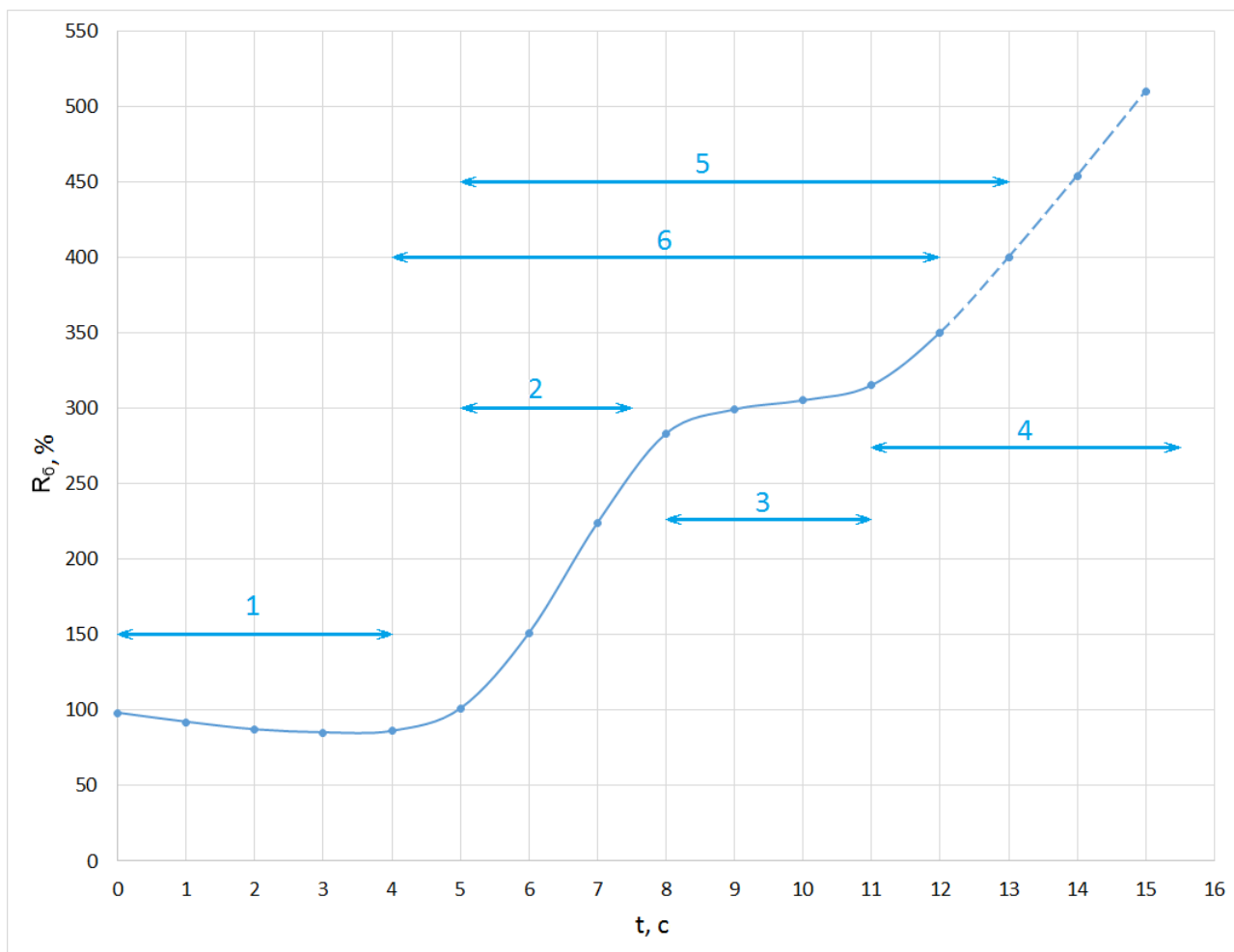


Рис. 13.