

Научная статья
УДК 631.348.8
doi:10.35694/YARCX.2025.72.4.023

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ И МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ НА ПРИМЕРЕ СОРНЫХ РАСТЕНИЙ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ВЫСОКОВОЛЬТНЫХ ИМПУЛЬСОВ

Артем Сергеевич Угловский

Ярославский государственный аграрный университет, Ярославль, Россия
a.uglovskii@yarcx.ru, ORCID 0000-0002-5678-4786

Реферат. В статье представлено исследование изменения полного электрического сопротивления (импеданса) тканей сорных растений (осот полевой, молочай лозный, молокан татарский) под воздействием высоковольтных наносекундных импульсов. В работе предложена математическая модель, основанная на системе нелинейных дифференциальных уравнений. Предложенные уравнения описывают динамику тока и напряжения в эквивалентной схеме растительной ткани. Моделирование напряжения и тока, проходящего через растительную ткань сорного растения, проведено в среде MATLAB. Для анализа свойств ткани до и после повреждения был применён метод электроимпедансной спектроскопии с построением диаграмм Найквиста. Моделирование показало, что в ходе воздействия импульса происходит резкое S-образное падение импеданса ткани с начального значения 1500 Ом до конечного 1083 Ом. Данный переход возникает при достижении трансмембранным потенциалом порогового значения (1,8 В). Анализ импедансного спектра системы с помощью диаграммы Найквиста демонстрирует повреждение тканей сорного растения, при котором наблюдается коллапс поляризационной дуги. Диаметр дуги, характеризующий барьерную функцию мембран, уменьшается в 6 раз (с 500 Ом до 83,33 Ом). Характеристическая частота переходного процесса при этом смещается с 6,4 кГц до 38,2 кГц.

Ключевые слова: импеданс растительной ткани, высоковольтный импульс, сорные растения, моделирование, эквивалентная схема

EXPERIMENTAL STUDY AND MODELING OF CHANGE IN IMPEDANCE OF BIOLOGICAL OBJECTS ON THE EXAMPLE OF WEEDS WHEN EXPOSED TO HIGH-VOLTAGE PULSES

Artem S. Uglovskiy

Yaroslavl State Agrarian University, Yaroslavl, Russia
a.uglovskii@yarcx.ru, ORCID 0000-0002-5678-4786

Abstract. The article presented a study of the change in the total electrical resistance (impedance) of weed tissues (perennial sow thistle, leafy euphorbia, Tatar lettuce) under the influence of high-voltage nanosecond pulses. The paper proposed a mathematical model based on a system of nonlinear differential equations. The proposed equations describe the current and voltage dynamics in an equivalent plant tissue circuit. Simulation of voltage and current passing through weed tissue was carried out in MATLAB environment. To analyze the properties of the tissue before and after damage, the method of electrical impedance spectroscopy with the construction of Nyquist plots was used. The simulation has shown that during the action of pulse, a sharp S-shaped drop in tissue impedance occurs from an initial value of 1500 ohms to a final value of 1083 ohms. This transition occurs when the transmembrane potential reaches the threshold value (1.8 V). Analysis of the impedance spectrum of the system using the Nyquist plot demonstrates damage of weed tissues, in which a polarization arc collapse is observed. The diameter of the arc, which characterizes the barrier function of the membranes, decreases by 6 times (from 500 ohms to 83.33 ohms). The characteristic frequency of the transient in this case shifts from 6.4 kHz to 38.2 kHz.

Keywords: plant tissue impedance, high-voltage pulse, weeds, modeling, equivalent circuit

Введение. Создание эффективных и экологически безопасных методов борьбы с сорной растительностью является актуальной задачей для агропромышленного комплекса. Перспективным решением в этой области является применение электротехнологий, в частности, воздействие на сорные растения высоковольтными им-

пульсами. Использование данного подхода требует понимания физических процессов, протекающих в тканях растений под действием электрического поля.

Основным фактором выступает нарушение целостности клеточных мембран. Этот процесс вызывает резкое увеличение проницаемости мембраны, что

приводит к гибели растительной клетки. На макроскопическом уровне следствием этого явления становится значительное и необратимое падение импеданса растительной ткани.

Практический интерес к электрической прополке подкрепляется результатами недавних полевых испытаний, в частности, зарубежными исследователями [1]. Ими было установлено, что эффективность уничтожения сорных растений, включая гербицидоустойчивые виды, напрямую зависит от их биометрических и физиологических параметров – высоты растений и содержания влаги, что указывает на решающую роль электропроводности и импеданса тканей в процессе.

Задача моделирования изменения импеданса растительной ткани под действием высоковольтных импульсов является практической задачей, направленной на повышение эффективности нового метода борьбы с сорными растениями.

Цель исследования заключается в моделировании и анализе реакции растительной ткани на короткий высоковольтный импульс. Автор воспроизвёл модель на основе эквивалентных схем, которая учитывает нелинейный эффект – падение сопротивления клеточных мембран при росте напряжения на них.

При проведении моделирования получены зависимости тока, напряжения и импеданса от времени. С применением полученных данных детально изучен механизм повреждения клеток сорного растения и количественно оценена деградация его свойств. Полученные результаты важны как для фундаментальной науки о взаимодействии полей с биообъектами, так и для практической задачи по оптимизации электроимпульсных технологий.

Материалы и методы исследования.

Эквивалентная электрическая модель растительной ткани.

Для описания электрических свойств растительной ткани была использована эквивалентная схема, являющаяся развитием модели Фрике-Морзе (рис. 1). Данная схема позволяет представить сложную структуру ткани в виде набора электрических компонентов, каждый из которых отвечает за определённую её часть. Сопротивление R_e в схеме моделирует проводящие пути межклеточной жидкости. В свою очередь, внутриклеточная среда (цитоплазма) представлена сопротивлением R_i . Клеточная мембрана, выполняющая барьерную функцию, описывается элементом с ёмкостью C_m .

Уравнение для динамического сопротивления мембраны ($R_m(t)$), которое используется в расчётах, является прямым следствием теоретической модели в исследовании М. А. Гираева [2].

Учёный экспериментально показал, что импеданс растительных тканей имеет явную частотную зависимость, которая наиболее выражена в области промежуточных частот и выходит на плато при высоких частотах. Электроимпульсному уничтожению сорных растений посвящено исследование И. В. Юдаева [3].

Динамическая модель сопротивления мембраны.

Ключевым элементом модели является описание процесса повреждения тканей растений через изменение сопротивления мембраны $R_m(t)$. Это изменение зависит от величины трансмембранного потенциала (ТМП) – напряжения на конденсаторе C_m , обозначаемого как $U_{cm}(t)$. Зависимость R_m от U_{cm} описывается следующей сигмоидной функцией:

$$R_m(t) = R_{m,min} + (R_{m,max} - R_{m,min}) \cdot e^{-\left(\frac{U_{cm}(t)}{U_{th}}\right)^\beta}, \quad (1)$$

где $R_{m,max}$ – начальное сопротивление неповреждённой мембраны; $R_{m,min}$ – остаточное сопротивление мембраны после необратимого пробоя; U_{th} – пороговое значение ТМП, при котором начинается интенсивное формирование пор; β – коэффициент резкости, определяющий, насколько быстро происходит переход мембраны из высокоомного состояния в низкоомное при достижении порогового напряжения U_{th} [4].

Поведение всей электрической цепи описывается системой дифференциальных уравнений первого порядка, составленной на основе правил Кирхгофа.

Уравнение для тока в цепи $I(t)$:

$$\frac{dI(t)}{dt} = \frac{1}{L_c} [U_{gen}(t) - I(t) \cdot (R_c + R_e) - U_{cm}(t)]. \quad (2)$$

Уравнение для напряжения на конденсаторе генератора $U_{gen}(t)$:

$$\frac{dU_{gen}(t)}{dt} = -\frac{I(t)}{C_{gen}}. \quad (3)$$

Уравнение для трансмембранного потенциала $U_{cm}(t)$:

$$\frac{dU_{cm}(t)}{dt} = \frac{1}{C_m} \left[I(t) - \frac{U_{cm}(t)}{R_i} - \frac{U_{cm}(t)}{R_m(t)} \right]. \quad (4)$$

Уравнения (2–4) решались численно с использованием метода Эйлера. Данный метод был выбран ввиду его простоты и возможности контроля над шагом интегрирования. Интегрирование проводилось с фиксированным малым шагом по времени Δt . Обновление переменных на каждом шаге $k+1$ выполнялось по схеме:

$$y(t_{k+1}) = y(t_k) + \Delta t \cdot f(y(t_k), t_k),$$

где y – вектор переменных состояния $[I, U_{gen}, U_{cm}]$.

Для проведения численного исследования были определены три группы параметров, описывающие характеристики импульсного генератора, электрофизические свойства биологического объекта и параметры самого вычислительного эксперимента.

Параметры, приведённые в таблице 1, определяют характеристики высоковольтного импульса, подаваемого на биологический объект. Они соответствуют типовому RLC-генератору экспоненциальных импульсов.

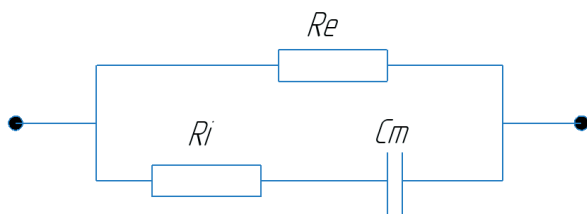


Рисунок 1 – Эквивалентная схема Фрике-Морзе

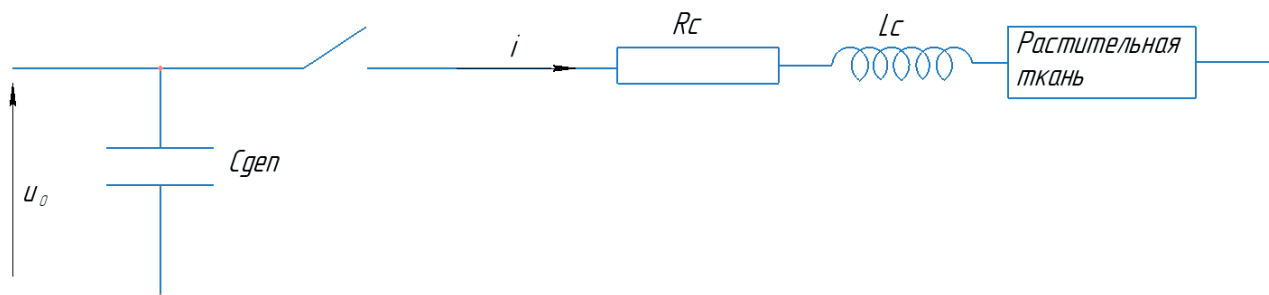


Рисунок 2 – Принципиальная электрическая схема RLC-генератора для электроимпульсной обработки

Таблица 1 – Параметры генератора импульсов

Параметр	Обозначение	Значение	Ед. изм.
Ёмкость накопителя	C_{gen}	20	нФ
Индуктивность цепи	L_c	2	мкГн
Сопротивление цепи	R_c	20	Ом
Начальное напряжение	U_0	18	кВ

Моделирование процесса воздействия проводилось для типичного RLC-генератора, принципиальная электрическая схема которого представлена на рисунке 2. Параметры элементов генератора, использованные в модели, приведены в таблице 1.

Параметры RLC-генератора, приведённые в таблице 1, были выбраны как типовые при обработке растительной ткани электрическими импульсами высокого напряжения [5–10].

В таблице 2 приведены электрофизические параметры, описывающие модель растительной ткани как в неповреждённом состоянии, так и в процессе динамического изменения её свойств под действием поля.

Электрофизические параметры растительной ткани (табл. 2) были заданы на основе усреднённых данных, представленных в ряде работ по электроимпедансной спектроскопии биологических объектов [11–12].

Параметры численного эксперимента, представленные в таблице 3, были выбраны для обеспечения решения системы дифференциальных уравнений.

В ходе моделирования вычислялись следующие ключевые характеристики:

– мгновенный импеданс ткани ($Z_p(t)$) рассчитывался как отношение общего напряжения на объекте ($U_p(t)$) к току ($I(t)$).

$$U_p(t) = I(t) \cdot R_e + U_{Cm}(t), \quad (6)$$

$$Z_p(t) = \frac{U_p(t)}{I(t)}; \quad (7)$$

– поглощённая объектом энергия (E) определялась путём интегрирования мгновенной мощности:

Таблица 2 – Параметры эквивалентной схемы растительной ткани

Параметр	Обозначение	Значение	Ед. изм.
Внеклеточное сопротивление	R_e	1000	Ом
Внутриклеточное сопротивление	R_i	500	Ом
Ёмкость мембран	C_m	50	нФ
Макс. сопротивление мембраны	$R_{m,max}$	10	МОм
Мин. сопротивление мембраны	$R_{m,min}$	100	Ом
Пороговое напряжение ТМП	U_{th}	1,8	В
Коэффициент резкости	β	0,8	–

Таблица 3 – Параметры численного моделирования

Параметр	Обозначение	Значение	Ед. изм.
Шаг по времени	Δt	1	нс
Общее время симуляции	T_{sim}	200	мкс

$$E = \int_0^{T_{sim}} U_p(t) \cdot I(t) dt. \quad (8)$$

Для проведения экспериментов использовался генератор высоковольтных импульсов с регулируемой амплитудой (10–30 кВ) и длительностью (100–500 мкс). Измерение тока и напряжения производилось с помощью высоковольтного делителя напряжения и измери-

тельного трансформатора тока, подключённых к цифровому осциллографу с полосой пропускания не менее 200 МГц.

Результаты исследования. В ходе экспериментов были обработаны три вида сорных растений на стадии активной вегетации. В таблице 4 представлены усреднённые данные, полученные в результате обработки.

Таблица 4 – Экспериментальные параметры электроимпульсной обработки сорных растений

Вид сорного растения	Напряжение импульса (кВ)	Начальный импеданс (кОм)	Конечный импеданс (Ом)	Длительность импульса (мкс)	Поглощённая энергия (Дж)
Осот полевой	18	12,5	350	280	1,1
Молочай лозный	22	15,1	420	250	1,6
Молокан татарский	25	10,8	310	300	2,2

Из таблицы 4 видно, что в результате воздействия импеданс ткани падает на 1–2 порядка, что свидетельствует о массовом разрушении клеточных мембран.

В ходе исследования автором была создана модель в MATLAB, симулирующая подачу высоковольтного импульса на эквивалентную схему. Модель рассчитывает ток, напряжение и изменение импеданса по времени.

На рисунках 3 и 4 представлены результаты моделирования для осота полевого.

Данные графики иллюстрируют идею модели – как высоковольтный импульс разрушает клеточную структуру сорного растения.

График на рисунке 3 демонстрирует начальный период с низким током (зарядка ёмкости мембран), затем резкий скачок тока и падение импеданса при достижении порогового напряжения на мембранах (рис. 4).

Основным параметром, определяющим эффективность уничтожения сорных растений, является напряжённость электрического поля (E). Для необратимого разрушения мембран большинства растительных клеток необходимо достичь напряжённости (E_{th}) порядка 1–2 кВ/см [13].

Напряжённость поля можно определить как:

$$E = dU, \quad (9)$$

где U – приложенное напряжение; d – расстояние между электродами.

Второй важный параметр – удельная переданная энергия (W_{сп}). Эксперименты показывают, что для гарантированного уничтожения сорняков необходимо передать в ткани энергию порядка 200–500 Дж/см³.

Представление импеданс-частотного отклика системы в виде диаграммы Найквиста является стандартным подходом в электроимпедансной спектроскопии биологических тканей. Для физической интерпретации получаемых спектров, в частности характерной формы дуги полуокружности, широко используются модели на основе эквивалентных электрических схем. Одной из фундаментальных и наиболее распространённых моделей для описания гетерогенных клеточных структур, какой является растительная ткань, служит схема Фрике-Морзе или её модификации [14–15].

Представленная диаграмма Найквиста (рис. 5) описывает импеданс-частотный отклик системы, моделируемой по эквивалентной схеме Фрике-Морзе.

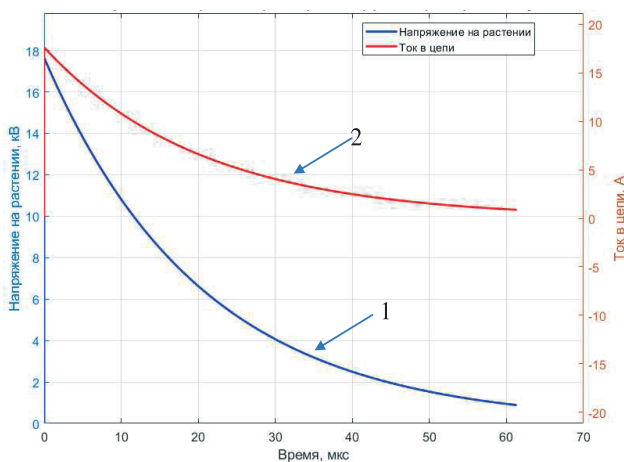


Рисунок 3 – Моделирование напряжения (1) и тока (2) во время импульса. Виден скачок тока в момент пробоя мембран

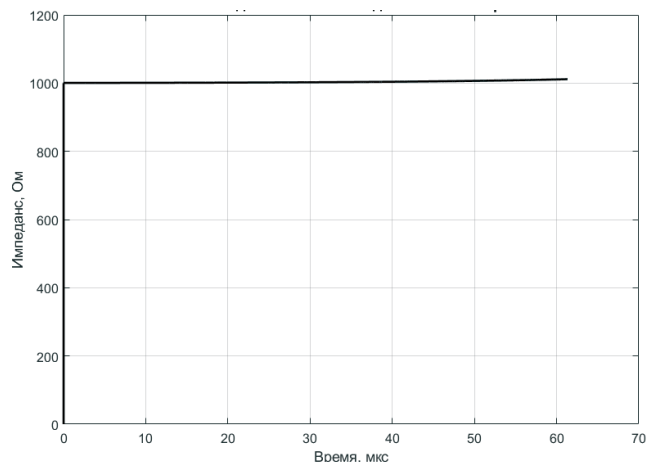


Рисунок 4 – Моделирование изменения импеданса ткани во времени. Резкое падение соответствует моменту повреждения тканей растений

Диаграмма Найквиста строит зависимость мнимой части импеданса ($-Z''$) от его действительной части (Z') для диапазона частот. Для данной модели график имеет форму полуокружности, смещённой по оси Z' .

Состояние до воздействия характеризуется тканью с целыми клеточными мембранами, обладающими высоким сопротивлением ($R_m = 10 \text{ МОм}$). Форма кривой представляет собой большую, почти идеальную, полуокружность, что указывает на доминирование одного переходного процесса – зарядки и разрядки ёмкости клеточных мембран.

Анализ ключевых параметров показывает следующее. Пересечение с реальной осью при высоких частотах ($f \rightarrow \infty$) имеет значение $Z' \approx 1000 \text{ Ом}$. Физически это означает, что на бесконечно высокой частоте ёмкость мембраны действует как короткое замыкание, и импеданс стремится к сопротивлению внеклеточной среды (R_e), расчётное значение которого составляет $Z_{f \rightarrow \infty}' = R_e = 1000 \text{ Ом}$.

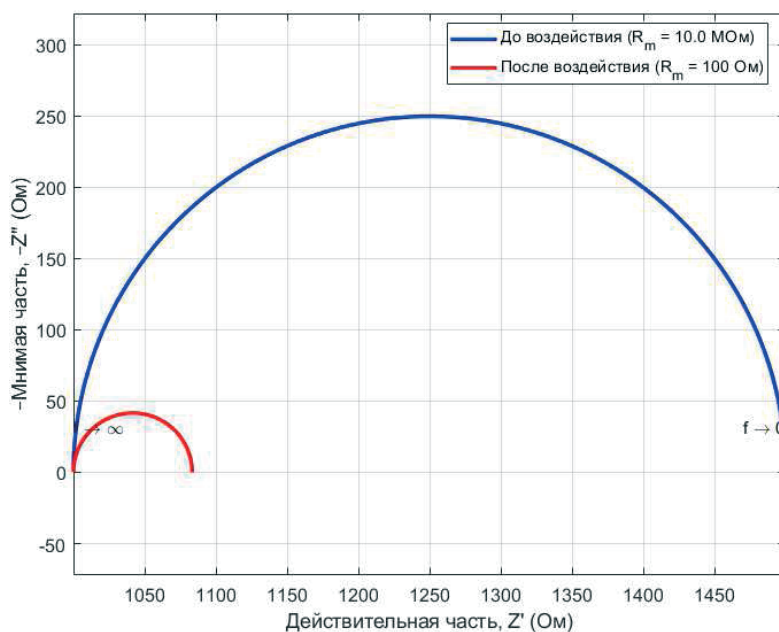


Рисунок 5 – Диаграмма Найквиста. Импеданс ткани до и после электроимпульсного воздействия на ткани сорных растений

до $R_m = 100 \text{ Ом}$. Форма кривой изменилась кардинально – полуокружность резко уменьшилась в размерах и стала «сплюснутой», что свидетельствует о фундаментальном изменении свойств системы.

Пересечение с реальной осью при высоких частотах ($f \rightarrow \infty$) не изменилось и составляет $Z' \approx 1000 \text{ Ом}$, поскольку свойства внеклеточной среды (R_e) не зависят от состояния мембран. Однако пересечение с реальной осью при низких частотах ($f \rightarrow 0$) снизилось до $Z' \approx 1083 \text{ Ом}$. Падение обусловлено тем, что из-за резкого снижения сопротивления мембраны (R_m) появился путь для тока через цитоплазму и повреждённую мембрану. Расчётное значение этого параметра составляет $Z_{f \rightarrow 0}' \approx 1083,33 \text{ Ом}$.

Диаметр полуокружности (сопротивление поляризации) значительно уменьшился – на $83,33 \text{ Ом}$ ($1083,33\text{--}1000 \text{ Ом}$). Уменьшение этого параметра явля-

ется прямым количественным доказательством утраты барьерной функции мембран. Характеристическая частота (f_c) сместилась в область более высоких частот, и её расчётное значение составляет $f_c \approx 38,2 \text{ кГц}$.

Выводы. Моделирование в среде MATLAB позволило визуализировать динамику изменения импеданса тканей сорного растения. В ходе экспериментальных исследований установлено, что резкое падение импеданса является индикатором воздействия электрического поля на растительную ткань сорного растения. Определены пороговые параметры – напряжённость электрического поля и удельная переданная энергия, которые должны быть учтены при проектировании промышленных систем для электроимпульсной прополки.

Использование высоковольтного импульса приводит к необратимому повреждению клеточных мембран,

что выражается в резком падении их сопротивления с 107 до 100 Ом. На диаграмме импеданса проявляется как коллапс поляризационной дуги. Её диаметр, характеризующий барьерные свойства мембран, уменьшается в 6 раз, что указывает на потерю мембраной своей изолирующей функции. Общее низкочастотное сопро-

тивление ткани падает на $\approx 28\%$ (с 1500 до 1083 Ом), что облегчает выход внутриклеточного содержимого в межклеточное пространство. Данный метод анализа позволяет не просто констатировать факт изменения импеданса, но и количественно оценить степень повреждения клеточных структур.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Peters T. J., Borgen R. M., Lystad A. L. Weed Control Using High Voltage Electricity // Sugarbeet Research and Extension Reports (North Dakota State University). 2021. Vol. 51. P. 40–43. URL: <https://www.sbreb.org/> (дата обращения: 16.10.2025).
2. Гираев М. А. Частотный спектр импеданса биотканей растительного происхождения // Вестник Дагестанского государственного университета. 2015. Т. 30, № 6. С. 50–55. EDN UYYRHR.
3. Юдаев И. В. Обоснование технологических параметров электроимпульсного уничтожения сорной растительности : автореф. дис. ... канд. техн. наук : 05.20.02 / Азово-Черноморский инженерный институт. М., 2002. 24 с. EDN VFYMOX.
4. Bhonsle S., Lorenzo M. F., Safaai-Jazi A., Davalos R. V. Characterization of Nonlinearity and Dispersion in Tissue Impedance During High-Frequency Electroporation // IEEE Transactions on Bio-medical Engineering. 2018. Vol. 65, № 10. P. 2190–2201. DOI 10.1109/TBME.2017.2787038.
5. López-Alonso B., Sarnago H., Lucía Ó. [et al.] Real-Time Impedance Monitoring During Electroporation Processes in Vegetal Tissue Using a High-Performance Generator // Sensors. 2020. Vol. 20, Is. 11. P. 3158. DOI10.3390/s20113158.
6. Guenther E., Klein N., Mikus P. [et al.] Electrical breakdown in tissue electroporation // Biochemical and Biophysical Research Communications. 2015. Vol. 467, Is. 4. P. 736–741. DOI 10.1016/j.bbrc.2015.10.072.
7. Warindi H. B., Suharyanto and Hadi S. P. Modeling and Simulation of Electroporation System with Measured Bioimpedance: Determining Parameters // 3rd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 7–8 November. Bandung, Indonesia, 2013. P. 367–372. ISBN 978-1-4799-1648-1.
8. Neal R. E. 2nd, Garcia P. A., Robertson J. L., Davalos R. V. Experimental Characterization and Numerical Modeling of Tissue Electrical Conductivity during Pulsed Electric Fields for Irreversible Electroporation Treatment Planning // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. Vol. 59, Is. 4. P. 1076–1085. DOI 10.1109/TBME.2012.2182994.
9. Cima L. F., Mir L. M. Macroscopic characterization of cell electroporation in biological tissue based on electrical measurements // Applied Physics Letters. 2004. Vol. 85, Is. 19. P. 4520–4522. DOI 10.1063/1.1818728.
10. Edition S., Grimnes S., Martinsen Ø. C. Bioimpedance and bioelectricity basics. Academic Press, 2008. 472 p. ISBN 978-0-12-374004-5.
11. Dean D. A., Ramanathan T., Machado D. [et al.] Electrical Impedance Spectroscopy Study of Biological Tissues // Journal of Electrostatics. 2008. Vol. 66, Is. 3–4. P. 165–177. DOI 10.1016/j.elstat.2007.11.005.
12. Corovic S., Lackovic I., Sustaric P. [et al.] Modeling of electric field distribution in tissues during electroporation // BioMedical Engineering OnLine. 2013. Vol. 12, Is. 1. Article number 16. DOI 10.1186/1475-925X-12-16.
13. Lee R. C., Kolodney M. S. Electrical injury mechanisms: electrical breakdown of cell membranes // Plastic and Reconstructive Surgery. 1987. Vol. 80, Is. 5. P. 672–679. DOI 10.1097/00006534-198711000-00002.
14. Акулов С. А., Гуржин С. Г., Калакутский Л. И. Моделирование биоэлектрического импеданса методом синтеза эквивалентных схем замещения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2007. № 7. С. 38–42. EDN ISGACZ.
15. Зуев А. Л., Мишланов В. Ю., Судаков А. И. [и др.] Эквивалентные электрические модели биологических объектов // Российский журнал биомеханики. 2012. Т. 16, № 1. С. 110–120. EDN OXALBF.

References

1. Peters T. J., Borgen R. M., Lystad A. L. Weed Control Using High Voltage Electricity // Sugarbeet Research and Extension Reports (North Dakota State University). 2021. Vol. 51. P. 40–43. URL: <https://www.sbreb.org/> (data obrashcheniya: 16.10.2025).
2. Giraev M. A. Chastotnyj spektr impedansa biotkaney rastitel'nogo proiskhozhdeniya // Vestnik Dagestanskogo gosudarstvennogo universiteta. 2015. T. 30, № 6. S. 50–55. EDN UYYRHR.
3. Yudaev I. V. Obosnovanie tekhnologicheskikh parametrov elektroimpul'snogo nichtozheniya sornoj rastitel'nosti : avtoref. dis. ... kand. tekhn. nauk : 05.20.02 / Azovo-Chernomorskij inzhenernyj institut. M., 2002. 24 s. EDN VFYMOX.
4. Bhonsle S., Lorenzo M. F., Safaai-Jazi A., Davalos R. V. Characterization of Nonlinearity and Dispersion in Tissue Impedance During High-Frequency Electroporation // IEEE Transactions on Bio-medical Engineering. 2018. Vol. 65, № 10. P. 2190–2201. DOI 10.1109/TBME.2017.2787038.
5. López-Alonso B., Sarnago H., Lucía Ó. [et al.] Real-Time Impedance Monitoring During Electroporation Processes in Vegetal Tissue Using a High-Performance Generator // Sensors. 2020. Vol. 20, Is. 11. P. 3158. DOI10.3390/s20113158.
6. Guenther E., Klein N., Mikus P. [et al.] Electrical breakdown in tissue electroporation // Biochemical and Biophysical Research Communications. 2015. Vol. 467, Is. 4. P. 736–741. DOI 10.1016/j.bbrc.2015.10.072.
7. Warindi H. B., Suharyanto and Hadi S. P. Modeling and Simulation of Electroporation System with Measured Bioimpedance: Determining Parameters // 3rd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 7–8 November. Bandung, Indonesia, 2013. P. 367–372. ISBN 978-1-4799-1648-1.
8. Neal R. E. 2nd, Garcia P. A., Robertson J. L., Davalos R. V. Experimental Characterization and Numerical Modeling of Tissue Electrical Conductivity during Pulsed Electric Fields for Irreversible Electroporation Treatment Planning // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. Vol. 59, Is. 4. P. 1076–1085. DOI 10.1109/TBME.2012.2182994.
9. Cima L. F., Mir L. M. Macroscopic characterization of cell electroporation in biological tissue based on electrical measurements // Applied Physics Letters. 2004. Vol. 85, Is. 19. P. 4520–4522. DOI 10.1063/1.1818728.
10. Edition S., Grimnes S., Martinsen Ø. C. Bioimpedance and bioelectricity basics. Academic Press, 2008. 472 p. ISBN 978-0-12-374004-5.
11. Dean D. A., Ramanathan T., Machado D. [et al.] Electrical Impedance Spectroscopy Study of Biological Tissues // Journal of Electrostatics. 2008. Vol. 66, Is. 3–4. P. 165–177. DOI 10.1016/j.elstat.2007.11.005.
12. Corovic S., Lackovic I., Sustaric P. [et al.] Modeling of electric field distribution in tissues during electroporation // BioMedical Engineering OnLine. 2013. Vol. 12, Is. 1. Article number 16. DOI 10.1186/1475-925X-12-16.

13. Lee R. C., Kolodney M. S. Electrical injury mechanisms: electrical breakdown of cell membranes // Plastic and Reconstructive Surgery. 1987. Vol. 80, Is. 5. P. 672–679. DOI 10.1097/00006534-198711000-00002.

14. Akulov S. A., Gurzhin S. G., Kalakutskij L. I. Modelirovanie bioelektricheskogo impedansa metodom sinteza ekvivalentnyh skhem zameshcheniya // Biomeditsinskaya radioelektronika. 2007. № 7. S. 38–42. EDN ISGACZ.

15. Zuev A. L., Mishlanov V. Yu., Sudakov A. I. [i dr.] Ekvivalentnye elektricheskie modeli biologicheskikh ob"ektov // Rossijskij zhurnal biomekhaniki. 2012. T. 16, № 1. S. 110–120. EDN OXALBF.

Сведения об авторе

Артем Сергеевич Угловский – кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры электрификации, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ярославский государственный аграрный университет», spin-код: 3717-5731.

Information about the author

Artem S. Uglovskiy – Candidate of Technical Sciences, Docent, Associate Professor of the Department of Electrification, Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Yaroslavl State Agrarian University", spin-code: 3717-5731.

