

2. Shemyakin, A. Yu. Issledovanie protsessa vyparivaniya na laboratornom obraztse kontsentratore-vyparivatele / A. Yu. Shemyakin, A. A. Tsareva, N. S. Grishin // Vakuumnaya tekhnika i tekhnologiya: Desyataya Rossiyskaya studencheskaya nauchno-tekhnicheskaya konferentsiya: materialy konferentsii, Kazan, 12–15 aprelya 2021 goda. – Kazan: FGBOU VO “KNITU”, 2021. – S. 126-127.

8. Çokgezme, Ö., Sabancı, S., Çevik, M., et al. (2017). Performance analyses for evaporation of pomegranate juice in ohmic heating assisted vacuum system. *Journal of Food Engineering*. 207. 10.1016/j.jfoodeng.2017.03.015.



A.S. Uglovskiy

HARDWARE AND SOFTWARE SYSTEM FOR STUDYING BIOIMPEDANCE CHARACTERISTICS OF PLANT TISSUES USING IMPEDANCE SPECTROSCOPY

Keywords: bioimpedance, AD5933 impedance converter, Cole-Cole model, phytomonitoring, impedance dispersion, electrode polarization.

Представлены разработка и экспериментальная апробация программно-аппаратного комплекса, предназначенного для исследования электрических свойств растительных тканей методом биоимпедансной спектроскопии. Аппаратная часть системы реализована на базе специализированного преобразователя импеданса AD5933 и дополнена внешними аналоговыми компонентами для повышения стабильности измерительного сигнала. Программная часть комплекса обеспечивает автоматизированное управление процессом измерений, настройку параметров сканирования, калибровку системы, а также обработку и визуализацию полученных данных. Экспериментальные исследования проведены на стеблях сорного растения (осота полевого) в диапазоне частот 10-100 кГц. В результате измерений установлена выраженная частотная зависимость модуля импеданса, проявляющаяся в виде β -дисперсии, обусловленной емкостными свойствами клеточных мембран и их влиянием на распределение электрического тока в ткани. Показано, что с увеличением частоты наблюдается снижение импеданса, связанное с уменьшением реактивного сопротивления мембран и увеличением вклада внутриклеточной проводимости. Дополнительно выполнен анализ годографов Коула-Коула, позволивший выявить отклонение экспериментальных зависимостей от идеализированной полуокружности. Установлено, что данное отклонение обусловлено влиянием электродной поляризации, особенно выраженным при использовании двухэлектродной схемы измерений. Практическая значимость работы заключается в возможности применения предложенного подхода для оперативного контроля физиологического состояния растений в лабораторных и полевых условиях. Полученные результаты демонстрируют потенциал метода биоимпедансной спектроскопии к физиологическому состоянию растительных тканей. Разработанный программно-аппаратный комплекс может быть использован для исследования биоимпеданс-

ных характеристик растительных тканей и представляет практический интерес для задач фитомониторинга и прикладных исследований в области агробиофизики.

The development and experimental validation of a hardware and software system designed to study the electrical properties of plant tissues using bioimpedance spectroscopy is discussed. The system hardware is based on a specialized AD5933 impedance converter and is supplemented with external analog components to improve the stability of the measurement signal. The software provides automated measurement control, scanning parameter settings, system calibration, and data processing and visualization. Experimental studies were conducted on weed stems (sow thistle) in the frequency range of 10–100 kHz. The measurements revealed a pronounced frequency dependence of the impedance modulus manifested as β -dispersion due to the capacitive properties of cell membranes and their influence on the distribution of electrical current in the tissue. It was shown that with increasing frequency, impedance decreases due to a decrease in membrane reactance and an increase in the contribution of intracellular conductivity. An additional analysis of the Cole-Cole hodographs revealed deviations in the experimental curves from the idealized semicircle. This deviation was found to be due to the influence of electrode polarization which was particularly pronounced when using a two-electrode measurement scheme. The practical significance of this study lies in the applicability of the proposed approach for the rapid monitoring of plant physiological conditions in laboratory and field conditions. The obtained results confirm the sensitivity of bioimpedance spectroscopy to the physiological state of plant tissues. The developed hardware and software system may be used for rapid diagnostics of plant conditions and is also of practical interest for phytomonitoring and applied research in agrobiophysics.

Угловский Артем Сергеевич, к.т.н., доцент, ФГБОУ ВО Ярославский ГАУ, г. Ярославль, Российская Федерация, e-mail: a.uglovskii@yarcx.ru.

Uglovskiy Artem Sergeevich, Cand. Tech. Sci., Assoc. Prof., Yaroslavl State Agricultural University, Yaroslavl, Russian Federation, e-mail: a.uglovskii@yarcx.ru.

Введение

Биологическая ткань представляет собой сложную гетерогенную систему, состоящую из клеток, межклеточного пространства и внутриклеточной жидкости [1]. С точки зрения электродинамики электрические свойства растительной клетки могут быть описаны эквивалентной схемой Фрике, в которой внутриклеточная и внеклеточная среды рассматриваются как проводящие области, а клеточная мембрана – как диэлек-

трический слой, обладающий емкостными свойствами [2].

При воздействии переменного электрического поля распределение токов в такой системе зависит от частоты сигнала [3]. На низких частотах мембрана препятствует прохождению тока через клетку, и основной вклад в проводимость вносит внеклеточная среда [4]. При увеличении частоты емкостное сопротивление мембраны уменьшается, что приводит к частичному про-

никновению тока во внутриклеточное пространство [5].

Целью исследования является разработка и экспериментальное подтверждение работоспособности измерительной системы, предназначенной для исследования биоимпедансных характеристик растительных тканей методом импедансной спектроскопии.

В рамках исследования были сформулированы и решены следующие задачи: разработка структуры программно-аппаратного комплекса для измерения биоимпедансных характеристик растительных тканей; реализация измерительного модуля на основе преобразователя импеданса AD5933; создание программного обеспечения для автоматизации процесса измерений, обработки и визуализации данных; проведение экспериментальных исследований на живых растительных объектах; анализ полученных частотных зависимостей импеданса и их интерпретация с использованием модели Коула-Коула.

Научная новизна работы заключается в разработке интегрированного программно-аппаратного комплекса с расширенными возможностями автоматизированного анализа биоимпедансных характеристик растительных тканей, а также в экспериментальном подтверждении влияния электродной поляризации на форму годографов Коула-Коула в исследуемом частотном диапазоне.

Частотная зависимость импеданса биологических тканей может быть описана уравнением Коула-Коула [1]:

$$Z(\omega) = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{\alpha}} \quad (1)$$

где R_0 – сопротивление на низких частотах, характеризующее проводимость внеклеточной среды;

R_{∞} – сопротивление на высоких частотах, когда ток частично проходит через клетки;

τ – характеристическое время релаксации;

α – параметр распределения, отражающий неоднородность структуры ткани.

Значение параметра α лежит в диапазоне $0 < \alpha < 1$ и характеризует отклонение реальной системы от идеализированной модели Дебая [6].

Объект и методы

В качестве основы измерительного устройства использован специализированный преобразователь импеданса AD5933 [7]. Для повыше-

ния стабильности измерительного сигнала модуль был дополнен внешним операционным усилителем. Обмен данными между измерительным блоком и персональным компьютером осуществлялся через USB-I2C интерфейс на базе контроллера CH341.

Питание микросхемы составляло 3.3 В. Калибровка системы выполнялась с использованием эталонного резистора:

$$R_{cal} = 100 \text{ кОм.}$$

Контакт с исследуемым образцом обеспечивался игольчатыми электродами, подключёнными по двухэлектродной схеме [8].

Для управления измерениями было разработано специализированное программное обеспечение Impedance Analyzer. Программа обеспечивает:

- 1) задание диапазона частот измерений;
- 2) настройку числа точек сканирования;
- 3) управление амплитудой тестового сигнала (до 200 mVpp);
- 4) автоматическую процедуру калибровки;
- 5) визуализацию результатов в виде частотных зависимостей импеданса (Bode-графики).

Полученные данные сохраняются для последующей обработки.

Экспериментальные исследования проводились на живых стеблях сорного растения (осот полевой) без их отделения от растения, что позволило сохранить естественное физиологическое состояние тканей [9]. Измерения электрических характеристик выполнялись в диапазоне частот от 10 до 100 кГц с шагом 1 кГц.

Для цилиндрического объекта, каким является стебель растения, удельная электропроводность определяется по формуле [10]:

$$\sigma = \frac{L}{\rho \cdot A} = \frac{L}{R \cdot A} \quad (2)$$

где σ – удельная электропроводность ткани, См/м;

R – активное сопротивление исследуемого участка ткани, Ом;

L – расстояние между измерительными электродами, м;

A – площадь поперечного сечения стебля, м².

Для минимизации погрешности, связанной с емкостным сопротивлением клеточных мембран, оценка электропроводности проводилась на высокой частоте (100 кГц). Выбор данного диапазона обусловлен тем, что при таких значениях мембранные барьеры фактически «проби-ваются» переменным током, и измеряемый сиг-

нал проходит напрямую через электролиты внутри- и внеклеточного пространства.

Экспериментальная часть

Для оценки удельной электропроводности использованы следующие экспериментальные параметры:

расстояние между электродами:

$$L = 20 \text{ мм} = 0,02 \text{ м};$$

диаметр стебля:

$$d = 5 \text{ мм} = 0,005 \text{ м}.$$

Площадь поперечного сечения стебля определяется по формуле:

$$A = 3.14 \cdot (0,0025)^2 \approx 1.96 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2.$$

Расчет удельной электропроводности. Согласно результатам измерений, активное сопротивление ткани на частоте 100 кГц составляет:

$$R \approx 1,20 \cdot 10^5 \text{ Ом}.$$

Подставляя значения в формулу, получаем:

$$\sigma = \frac{0,02}{1,20 \cdot 10^5 \cdot 1,96 \cdot 10^{-5}};$$

$$\sigma \approx 8,5 \cdot 10^{-3} \text{ См/м}.$$

Результаты исследований и их обсуждение

Зафиксированные частотные спектры указывают на монотонное снижение модуля импеданса по мере роста частоты сигнала. В частности,

в выбранном интервале сопротивление продемонстрировало спад с 330 до 119 кОм.

Такой характер кривой является классическим проявлением β -дисперсии биоимпеданса. Физика процесса здесь заключается в частотно-зависимом поведении мембранных структур: если на низких частотах мембраны выступают как изоляторы, то с ростом частоты их реактивное сопротивление падает, что открывает путь току через внутреннюю среду клеток.

Фазовый угол импеданса находился в диапазоне от -27° до $-30,5^\circ$, что указывает на заметную долю реактивной составляющей, связанной с ёмкостными элементами ткани.

Программная оболочка обеспечивает управление измерительным модулем и визуализацию результатов в режиме реального времени. На рисунке 1 представлен интерфейс разработанного программного комплекса *Impedance Analyzer* в процессе регистрации спектра импеданса.

В рассматриваемом эксперименте сканирование выполнялось в диапазоне частот от 5 до 100 кГц. Полученные значения модуля комплексного сопротивления отображаются в виде амплитудно-частотной зависимости (Бode-график).

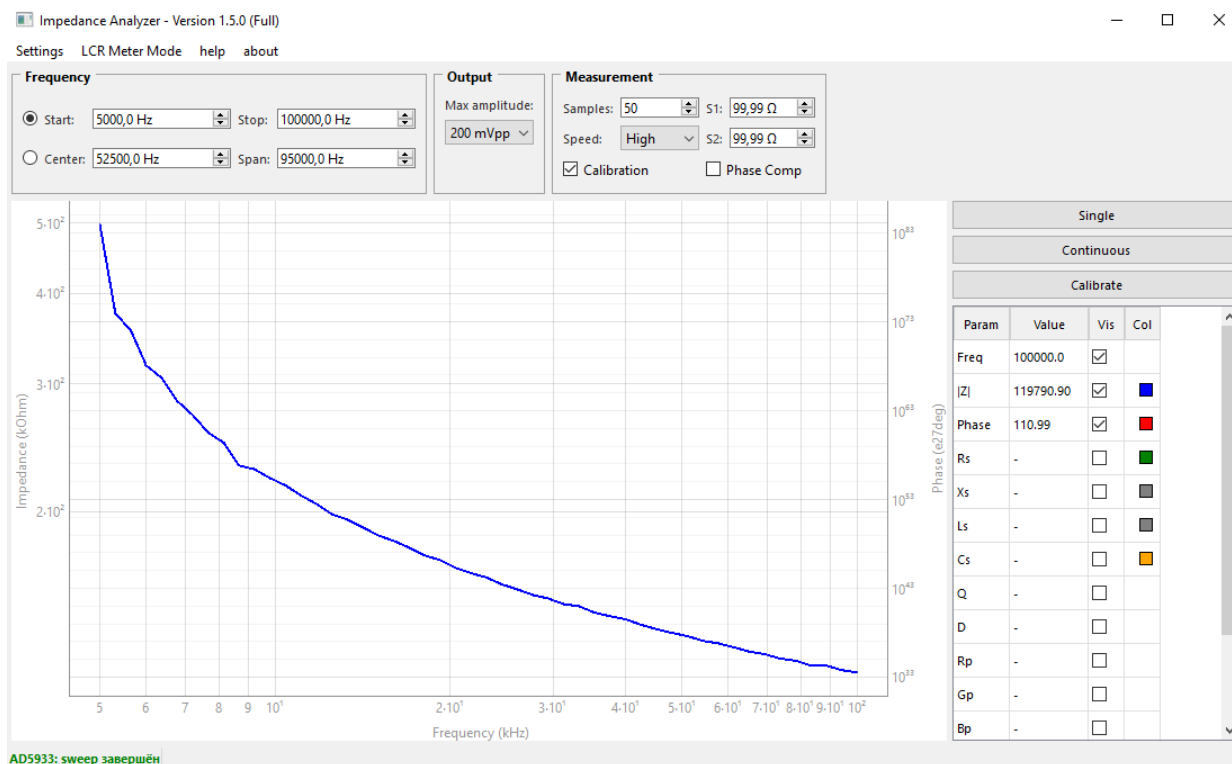


Рис. 1. Интерфейс программного комплекса *Impedance Analyzer* в режиме регистрации спектра биоимпеданса растительной ткани

На конечной частоте 100 кГц значение модуля полного импеданса составило $|Z| = 1,1979 \times 10^5 \Omega$, что соответствует 119,8 кОм.

Полученная зависимость характеризуется плавным монотонным уменьшением импеданса с ростом частоты, что соответствует типичному проявлению β -дисперсии, наблюдаемой в биологических тканях.

Алгоритмы программной обработки обеспечивают фильтрацию низкочастотных шумов измерительного тракта и корректную реконструкцию фазовой составляющей сигнала. Отсутствие резких скачков на кривой импеданса указывает на стабильную работу измерительного канала и корректность процедуры цифровой обработки данных.

Полученные данные автоматически сохраняются в формате CSV для последующего анализа в средах MATLAB или Python.

Анализ годографов Коула-Коула. Аппаратная реализация измерительного узла базируется на тандеме модуля AD5933 и платы Arduino. Такая архитектура позволила организовать потоковый

опрос регистров микросхемы с параллельной трансляцией сырых данных в среду визуализации.

В дальнейшем массивы обрабатывались средствами MATLAB, где для наглядности строились диаграммы Коула-Коула (координаты мнимой и действительной частей сопротивления). Примечательно, что вместо эталонных полуокружностей полученные графики продемонстрировали явное спрямление. Столь выраженная линеаризация диктуется электродной поляризацией: внедрение металлических игл в живую ткань растения неизбежно провоцирует рост двойного электрического слоя. На практике этот паразитный фактор всегда вносит погрешность при работе с классическими двухэлектродными цепями.

На рисунке 2 представлены полученные спектральные характеристики биоэлектрического импеданса исследуемого образца.

Амплитудно-частотная зависимость. Анализ частотной зависимости модуля импеданса показывает выраженное снижение сопротивления с ростом частоты.

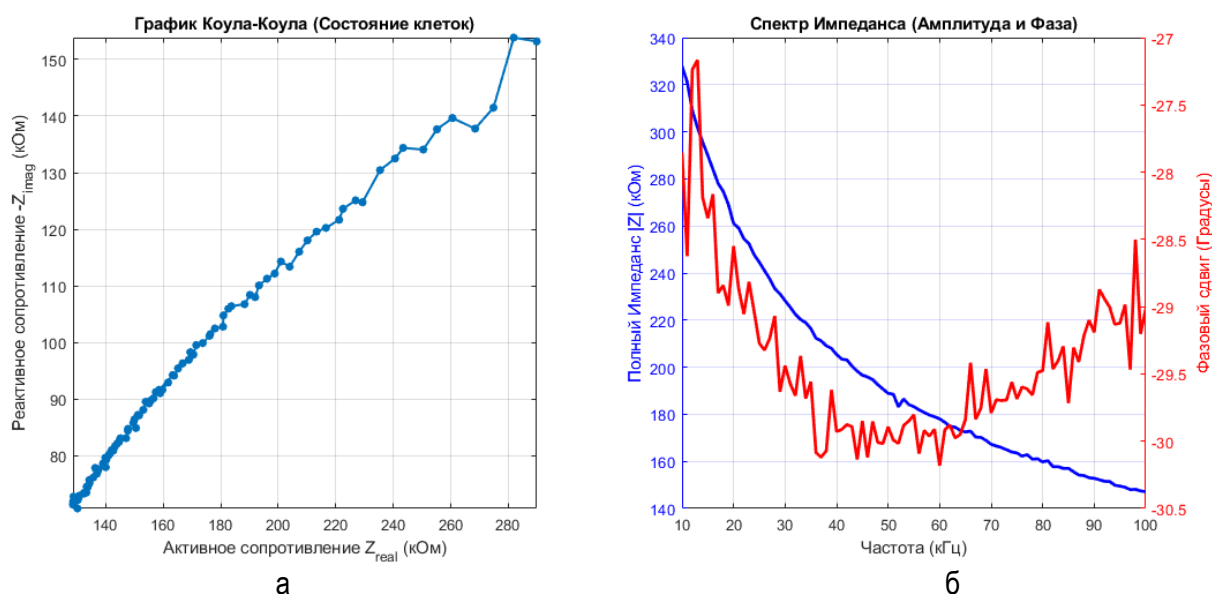


Рис. 2. Результаты спектроскопии биоэлектрического импеданса стебля растения *Sonchus*, полученные с использованием измерительного модуля AD5933 и микроконтроллерной платформы Arduino:
а – график Коула-Коула, б – спектр импеданса (амплитуда и фаза)

В диапазоне 10-100 кГц модуль полного импеданса уменьшается приблизительно с 330 до 148 кОм. Подобная зависимость является характерным проявлением β -дисперсии, обусловленной емкостными свойствами клеточных мембран.

На низких частотах мембраны препятствуют прохождению тока через клетки, и электрический ток распространяется преимущественно по внеклеточному пространству. При увеличении частоты емкостное сопротивление мембран

уменьшается, что приводит к частичному проникновению тока во внутриклеточную среду.

Фазовые характеристики. Кривая фазового сдвига (рис. 2 б) находится в диапазоне $-27...-30,5^\circ$. Отрицательное значение фазового угла указывает на преобладание реактивной составляющей емкостного типа, обусловленной диэлектрическими свойствами клеточных мембран.

Небольшие колебания фазовой кривой могут быть связаны с электрохимическими процессами на границе раздела «электрод – электролит растительного сока».

На рисунке 2 а представлен годограф Коула-Коула, отображающий зависимость мнимой части импеданса от действительной. В идеализированной модели биологической ткани такая зависимость должна иметь форму дуги окружности.

Однако в проведенных экспериментах наблюдается практически линейный характер

зависимости. Подобное отклонение объясняется существенным вкладом импеданса электродной поляризации, возникающего на границе контакта металлических игольчатых электродов с биологической тканью.

Наличие линейного тренда подтверждает, что в измерительной цепи значительную роль играет импеданс двойного электрического слоя, включенный последовательно с импедансом ткани.

В таблице представлены значения комплексного импеданса растительной ткани, полученные в характерных точках частотного диапазона.

Анализ данных показывает, что в диапазоне 10-100 кГц наблюдается выраженное уменьшение модуля импеданса – с 330 до 119,8 кОм, то есть примерно в 2,7 раза. Подобное поведение характерно для β -дисперсии импеданса, обусловленной емкостными свойствами клеточных мембран.

Таблица

Электрофизические параметры тканей стебля *Sonchus* при различных частотах зондирующего сигнала

Частота зондирующего сигнала, f , кГц	Модуль полного импеданса $ Z $, кОм	Фазовый сдвиг φ , град.	Активное сопротивление Z_{real} , кОм	Реактивное сопротивление Z_{imag} , кОм
10,0	330,0	-27,5	292,7	152,3
20,0	265,0	-28,5	232,8	126,4
40,0	205,0	-29,8	177,9	101,9
50,0	190,0	-29,5	165,4	93,5
80,0	160,0	-29,0	140,0	77,6
100,0	148,0	-28,5	130,0	70,6

Фазовый угол в исследуемом диапазоне частот изменяется незначительно и находится в пределах $-28...-31^\circ$. Относительная стабильность фазового сдвига при существенном изменении модуля импеданса свидетельствует о том, что электрические свойства исследуемой ткани могут быть описаны моделью с постоянным фазовым элементом (CPE).

На низких частотах наблюдается резкий рост полного импеданса. Так, при частоте 5 кГц величина $|Z|$ достигает приблизительно 500 кОм. Это связано с тем, что на низких частотах клеточные мембраны эффективно препятствуют прохождению тока через внутриклеточное пространство, и проводимость определяется преимущественно внеклеточной средой.

Сравнение результатов измерений, полученных в программном комплексе *Impedance Analyzer*, с данными постобработки в среде

MATLAB показывает хорошую согласованность результатов. Наблюдаемое различие порядка 15-20% может быть обусловлено вариативностью контактного сопротивления электродов и естественной неоднородностью растительной ткани.

Выводы

1. В рамках исследования спроектирован измерительный стенд для частотного биоимпедансного профилирования растительных объектов. Архитектура комплекса, базирующаяся на преобразователе AD5933 и разработанной среде *Impedance Analyzer*, позволила полностью автоматизировать цикл регистрации спектров и их первичную математическую фильтрацию.

2. Эмпирическая оценка электрофизических параметров стеблей осота полевого (в полосе 10-100 кГц) выявила нелинейное падение модуля полного сопротивления с 330 до 148 кОм (в

2,2 раза). Зафиксированная динамика служит прямым отражением механизма β -дисперсии, обусловленного частотно-зависимой реакцией липопротеиновых клеточных мембран.

3. Мониторинг фазового угла в рабочем диапазоне частот выявил его локализацию в узком диапазоне значений $-27...-30^\circ$. Устойчивое преобладание емкостной реактивной компоненты дает строгое физическое обоснование для аппроксимации электропроводящих свойств биообъекта посредством эквивалентной схемы Коула-Коула, включающей элемент постоянной фазы.

4. При графическом моделировании годографов Коула-Коула зафиксировано их явное геометрическое вырождение: вместо ожидаемой полуокружности кривые демонстрируют выраженный линейный тренд. Данный эффект детерминирован паразитной электродной поляризацией на границе раздела фаз «металл – ткань растения». В связи с этим корректная расшивка данных двухэлектродного зондирования требует обязательного введения поправок на контактный импеданс.

5. Опираясь на массив полученных спектральных откликов, произведен итоговый расчет удельной электропроводности ткани растения, величина которой составила $\sigma \approx 8,5 \times 10^{-3} \text{ См/м}$.

6. В работе не рассматривалась прямая связь между параметрами импеданса и физиологическими показателями растений, что является направлением дальнейших исследований.

Библиографический список

1. McAdams, E. T., Jossinet, J. (1996). Problems in equivalent circuit modelling of the electrical properties of biological tissues. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 40(2), 147-152. DOI: 10.1016/0302-4598(96)05069-6.
2. Dokholyan, Zh. G., Melkonyan A. A., Griгорян Y. K. (2020). Electrical impedance and equivalent biological tissue circuit (analysis and modeling). *Proceedings of National Polytechnic University of Armenia*. No. 1. P. 77-85.
3. Van Haeverbeke, M., De Baets, B., Stock, M. (2023). Plant impedance spectroscopy: a review of modeling approaches and applications. *Frontiers in Plant Science*, 14, 1187573. <https://doi.org/10.3389/fpls.2023.1187573>.
4. Liu, Y., Li, D., Qian, J., et al. (2021). Electrical impedance spectroscopy (EIS) in plant roots

research: a review. *Plant Methods*, 17(1), 118. <https://doi.org/10.1186/s13007-021-00817-3>.

5. Borger C. P. D., Slaven M. J. (2025). Electric weed control - how does it compare to conventional weed control methods? *Weed Science*. 73. 1-12. DOI: 10.1017/wsc.2024.45.

6. Melkonyan A. A. Analysis and modeling of equivalent schemes of biological tissue. *European Science Review*. 2019. No. 4–1 (44). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/analysis-and-modeling-of-equivalent-schemes-of-biological-tissue>.

7. Ibba, P., Crepaldi, M., Cantarella, G., et al. (2021). Design and Validation of a Portable AD5933–Based Impedance Analyzer for Smart Agriculture. *IEEE Access*. PP. 1-1. 10.1109/ACCESS.2021.3074269.

8. Pliquett, U., Barthel, A. (2012). Interfacing the AD5933 for bio-impedance measurements with front ends providing galvanostatic or potentiostatic excitation. *Journal of Physics Conference Series*. 407. 012019. DOI: 10.1088/1742-6596/407/1/012019.

9. Угловский, А. С. Экспериментальное исследование и моделирование изменения импеданса биологических объектов на примере сорных растений при воздействии высоковольтных импульсов / А. С. Угловский. – DOI 10.35694/YARCX.2025.72.4.023. – Текст: непосредственный // Вестник АПК Верхневолжья. – 2025. – № 4(72). – С. 160-166. – EDN VTJONU.

10. Маликов, В. Н. Изучение дисперсии импеданса биологических тканей / В. Н. Маликов, П. А. Шмыкова, Д. А. Фадеев. – DOI 10.24412/2071-6168-2023-8-245-249. – Текст: непосредственный // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2023. – Вып. 8. – С. 245-249. – EDN: FDYTXS.

References

1. McAdams, E. T., Jossinet, J. (1996). Problems in equivalent circuit modelling of the electrical properties of biological tissues. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 40(2), 147-152. DOI: 10.1016/0302-4598(96)05069-6.
2. Dokholyan, Zh. G., Melkonyan A. A., Griгорян Y. K. (2020). Electrical impedance and equivalent biological tissue circuit (analysis and modeling). *Proceedings of National Polytechnic University of Armenia*. No. 1. P. 77-85.
3. Van Haeverbeke, M., De Baets, B., Stock, M. (2023). Plant impedance spectroscopy: a review of

modeling approaches and applications. *Frontiers in Plant Science*, 14, 1187573. <https://doi.org/10.3389/fpls.2023.1187573>.

4. Liu, Y., Li, D., Qian, J., et al. (2021). Electrical impedance spectroscopy (EIS) in plant roots research: a review. *Plant Methods*, 17(1), 118. <https://doi.org/10.1186/s13007-021-00817-3>.

5. Borger C. P. D., Slaven M. J. (2025). Electric weed control - how does it compare to conventional weed control methods? *Weed Science*. 73. 1-12. DOI: 10.1017/wsc.2024.45.

6 Melkonyan A. A. Analysis and modeling of equivalent schemes of biological tissue. *European Science Review*. 2019. No. 4–1 (44). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/analysis-and-modeling-of-equivalent-schemes-of-biological-tissue>.

7. Ibba, P., Crepaldi, M., Cantarella, G., et al. (2021). Design and Validation of a Portable AD5933–Based Impedance Analyzer for Smart Ag-

riculture. *IEEE Access*. PP. 1-1. 10.1109/ACCESS.2021.3074269.

8. Pliquett, U., Barthel, A. (2012). Interfacing the AD5933 for bio-impedance measurements with front ends providing galvanostatic or potentiostatic excitation. *Journal of Physics Conference Series*. 407. 012019. DOI: 10.1088/1742-6596/407/1/012019.

9. Uglovskiy A. S. Eksperimentalnoe issledovanie i modelirovanie izmeneniya impedansa biologicheskikh obektov na primere sornykh rasteniy pri vozdeystvii vysokovoltnykh impulsov // *Vestnik APK Verkhnevolzhya*. 2025. No. 4 (72). S. 160-166. DOI: 10.35694/YARCX.2025.72.4.023.

10. Malikov V. N., Shmykova P. A., Fadeev D. A. Izuchenie dispersii impedansa biologicheskikh tkaney // *Izvestiya Tul'skogo gosudarstvennogo universiteta. Tekhnicheskie nauki*. 2023. Vyp. 8. S. 245-249. DOI: 10.24412/2071-6168-2023-8-245-249.



УДК 631.82.633.11

DOI: 10.53083/1996-4277-2026-260-6-98-103

Д.П. Гребенюк, Н.Н. Назаров, Н.И. Стрикунов

D.P. Grebenyuk, N.N. Nazarov, N.I. Strikunov

К ОБОСНОВАНИЮ ВЫБОРА ПРОФИЛЯ РАБОЧЕЙ ПОВЕРХНОСТИ РАСПРЕДЕЛИТЕЛЯ ЛАПОВОГО СОШНИКА СТЕРНЕВОЙ СЕЯЛКИ

SUBSTANTIATION OF THE CHOICE OF WORKING SURFACE PROFILE OF DISTRIBUTOR OF TINE COULTER OF STUBBLE SEEDER

Ключевые слова: семенной материал, физико-механические свойства, катушечный высевальный аппарат, лаповый сошник, распределитель семян.

Совершенствование технологии посева зерновых культур по стерне с применением лапового сошника в настоящее время является актуальной задачей. Для разбросного посева под лапой закрепляется конусный распределитель семян. В стерневых сеялках с гравитационным высевом и посевных комплексах с пневмотранспортированием семян применяют в основном распределители с прямой плоскостью рабочей поверхности или выполненной по дуге окружности. Проведенные многочисленные исследования этих устройств показывают, что оба типа распределителей удовлетворяют агротехническим требованиям по равномерности распределения семян в подсошниковом пространстве. Однако реализовать технологию посева с внесением гранулированных удобрений с одновременным внесением жидких ком-

плексных удобрений (ЖКУ) ниже уровня семян не представляется возможным. Предложена новая конструкция распределителя, рабочая поверхность которого выполнена по кривой наискорейшего спуска с отражателем. Это устройство позволяет размещать семена в подсошниковом пространстве двумя полосами, а в промежутке между этими полосами вносить ЖКУ ниже уровня семян. Такая технология внесения ЖКУ позволяет избежать химического ожога семян при посеве. Нами проведены экспериментальные исследования по обоснованию выбора рабочей поверхности распределителя на специальной лабораторной установке с использованием киносъёмки. Определены основные характеристики движения семян различных зерновых культур, отличающихся физико-механическими свойствами, формой и состоянием поверхности. Установлен характер распределения семян разработанным устройством при движении по распределителю единичных частиц и сплошным потоком при различных значениях нормы