

УДК 577.3; 537.311

© А. Г. Варехов

ИЗМЕРЕНИЕ ИМПУЛЬСНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

В статье приводятся результаты измерений импульсных параметров (проводимости, сопротивления потерь, диэлектрической проницаемости и др.) проводящих жидкостей (дистиллированной воды, буферного раствора $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ pH 7.5 и физиологического раствора 0.154 M NaCl) при действии быстрозатухающего почти гармонического сигнала (всплеск, или wavelet) длительности 5–10 мкс и амплитуды (без нагрузки) до 30 кВ. Показано, что высокая электропроводность для буферного и физиологического растворов сильно уменьшает амплитуду импульса, но приводит к уменьшению тепловыделения, что позволяет исключать термические эффекты при изучении импульсного электрического воздействия на биологические системы.

Кл. сл.: проводящие жидкости, высоковольтный импульс, импульсные электрические параметры

ВВЕДЕНИЕ

При взаимодействии электрического поля с биологической средой можно выделить две наиболее существенные концепции и задачи. Первая из них имеет достаточно утилитарное назначение, в частности, освобождение среды от нежелательных или опасных бактериальных примесей или их стерилизация. Например, минимальная доза *E.Coli* для инфицирования в водной среде составляет примерно 1 000 000 (миллион) клеток при среднем времени жизни их, равном примерно 4–16 дней. Однако для *Entamoeba coli* эти значения составляют соответственно 10 и 10–16, для *Salmonella typhi* — 3 и 4–35, а для *Hepatitis A* — 1 (одна клетка) при достоверно неизвестном времени жизни [1]. Для стерилизации это может потребовать очень высоких значений напряженности электрического поля, что для электропроводной среды возможно только при коротком (микросекундном или наносекундном) воздействии. Ниже будет отмечено, что только для очень коротких импульсов может быть исключена диффузионная ионная проводимость биологических жидкостей. При экстремально коротком воздействии действующим фактором является не электрический ток и джоулево тепло, а напряженность поля. Поскольку внутренние (локальные) электрические поля в интактном биологическом материале имеют очень высокую напряженность, короткие импульсные высоковольтные воздействия становятся полезным инструментом исследования.

В этом состоит вторая задача изучения специфического, т. е. нетеплового взаимодействия внешнего электрического поля с биологической

средой. С практической точки зрения изучение сводится к измерениям импульсных параметров биологической среды. Эти измерения определяют применение многих медицинских технологий, число которых в настоящее время быстро увеличивается. Среди этих технологий отметим заживление ран [2]; сращивание костей, например [3], путем формирования в сильном электрическом поле мостов из полярных диэлектрических жидкостей и коллоидных взвесей; электропорация, т. е. генерация короткими импульсами электрического поля короткоживущих открытых пор в коже или в клеточных мембранах [4, 5]; биологические эффекты при воздействии электрошоковых устройств [6, 7]; электростимуляция нервных путей [8] и многие другие.

ВЫБОР ПРОВОДЯЩИХ ЖИДКОСТЕЙ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ТЕХНИКА

При оценке воздействия электрического поля на биологический субстрат практическая задача заключается в том, чтобы получить в электропроводной среде предельно высокие значения напряженности.

Изучение электропроводности клеточных суспензий или тканевых электролитов, экранирующей действие внешних полей высокой напряженности, продолжает оставаться актуальным, хотя и имеет длинную историю. В этой работе проведено детальное исследование электрических параметров дистиллированной воды, буферного раствора $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ pH 7.5 и раствора 0.154 M NaCl (физиологический раствор) при действии быстрозатухающего почти гармонического сигнала

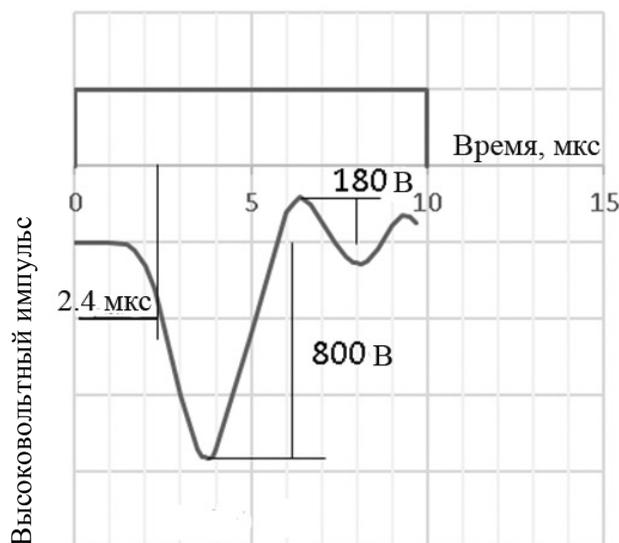


Рис. 1. Выходной импульс генератора

(всплеск, или wavelet) длительностью до 5–10 мкс и амплитудой (без нагрузки) до 30 кВ. Определялись импульсная проводимость, полное сопротивление (импеданс), сопротивление потерь (измеренное калориметрически), эффективная диэлектрическая проницаемость и диффузионная емкость жидкого объема.

Электрическая схема генератора импульсов содержала управляющий транзистор, тиристор и повышающий трансформатор. При каждом замыкании транзистора со временем переключения около 0.1 мкс замыкался тиристор и интегрирующая емкость $C_{\text{и}}$ разряжалась через первичную обмотку трансформатора, содержащую 4 витка.

На вторичной обмотке формировался высоковольтный импульс напряжения. Трансформатор был выполнен на разомкнутом сердечнике в соответствии с рекомендациями, содержащимися в монографии Фрюнгеля [9]. При достаточно малой индуктивности первичной обмотки 2.1 мкГн и интегрирующей емкости $C_{\text{и}} = 0.25 \text{ мкФ}$ длительность импульса напряжения на первичной обмотке составляла примерно 1.1 мкс. Осциллограмма выходного импульса представлена на рис. 1.

Увеличение емкости $C_{\text{и}}$ повышало мощность воздействующего импульса, но одновременно за-

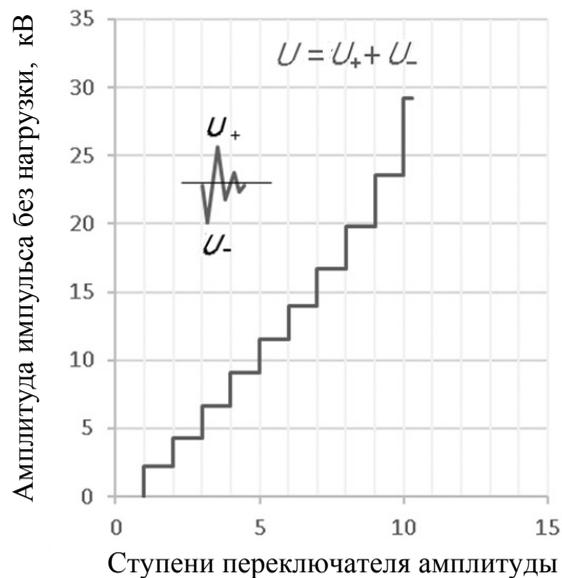


Рис. 2. Ступенчатая амплитуда выходного импульса генератора в режиме холостого хода

тягивало импульс в первичной обмотке; кроме того увеличивалось и время зарядки этой емкости, что также ухудшало быстродействие схемы. Максимальная частота переключений тиристора в условиях эксперимента не превышала 50 Гц, что соответствовало паузе между воздействующими импульсами, равной примерно 20 мс. За это или меньшее время должны были возвратиться в исходное состояние не только электрическая схема, но и объект воздействия, т. е. клеточная суспензия. По отношению к суспензии эти вопросы еще будут обсуждаться.

Выходное напряжение генератора имело десять дискретных ступеней (показаны на рис. 2) и устанавливалось специальным переключателем. Число воздействующих на клетки импульсов определялось временем работы генератора, задаваемым реле времени при замыкании ключа, и частотой импульсов от внешнего генератора. Время воздействия могло изменяться в пределах от 1 до 100 с с шагом в одну секунду. Следовательно, максимальное число воздействующих импульсов не превышало приблизительно 50×100 .

При холостом ходе на выходных зажимах генератора импульс имеет вид быстро затухающего почти гармонического колебания (рис. 1). Амплитуда импульса, понимаемая как сумма $U_+ + U_-$,

измерялась при помощи электростатического вольтметра; для измерения слагаемых U_+ и U_- в отдельности в измерительную цепь включался высоковольтный выпрямительный столб с обратным сопротивлением не ниже 10^9 Ом . Параллельно вольтметру, имеющему собственную емкость не более 6 пФ , включалась дополнительная емкость 200 пФ . Таким образом, постоянная времени разрядной цепи 200 мс была значительно больше паузы между импульсами (20 мс) и в зависимости от направления включения выпрямительного столба фиксировалась одна из амплитуд U_+ или U_- . Фурье-спектр такого выходного сигнала, т. е. $f(t) = \sigma(t) \exp(-\alpha t) \sin \omega_1 t$, выражается частотной зависимостью вида [10]

$$S = \frac{\omega_1^2}{\omega_0^2} \frac{1}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + id \frac{\omega}{\omega_0}},$$

где $\omega_0^2 = \alpha^2 + \omega_1^2$ и $d = 2\alpha/\omega_0$; S — безразмерная спектральная плотность. При $\omega_1 = 2\pi \cdot 10^6 \text{ с}^{-1}$ и $\alpha = 10^5 \text{ с}^{-1}$ выполняется приближенное равенство $\alpha^2 + \omega_1^2 = \omega_0^2 \cong \omega_1^2$, и, таким образом, максимум спектра соответствует частоте ω_1 .

Для расчетов используем эквивалентную схему, представленную на рис. 3, для которой можно записать общее соотношение вида

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R} + i\omega \dot{C}, \quad (1)$$

в котором $\dot{C} = \dot{\epsilon} C_0$ ($\dot{\epsilon}$ — комплексная диэлектрическая проницаемость; C_0 — емкость электродной системы в вакууме). Записывая далее для $\dot{\epsilon}$ вы-

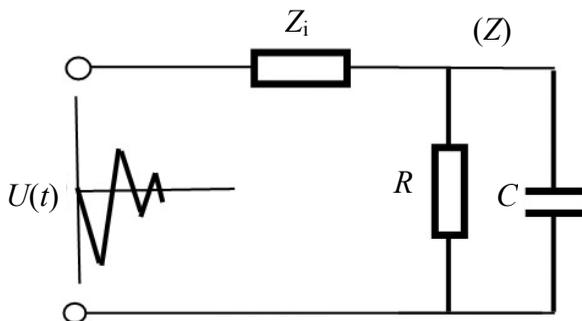


Рис. 3. Эквивалентная электрическая схема электролита жидкостной ячейки

ражение $\dot{\epsilon} = \epsilon' - i[\epsilon'' + (\sigma/\omega)/\epsilon_0]$, получаем вместо (1) равенство

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R_p} + [\epsilon'' + (\sigma/\omega)/\epsilon_0] \omega C_0 + i\omega \epsilon' C_0, \quad (2)$$

где $1/R_p$ — проводимость растворителя; ϵ'' — потери в растворителе; $(\sigma/\omega)/\epsilon_0$ — потери за счет растворенного электролита; ϵ' — дисперсионная диэлектрическая проницаемость растворителя ($\epsilon' = 80$). Таким образом, в соответствии со схемой рис. 3 и сравнивая соотношения (2) и (1), получаем равенства

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_p} + [\epsilon'' + (\sigma/\omega)/\epsilon_0] \omega C_0 \quad \text{и} \quad C = \epsilon' C_0. \quad (3)$$

Для случая больших потерь благодаря высокой проводимости электролита выполняются неравенства

$$(\sigma/\omega)/\epsilon_0 \gg \epsilon'' \quad \text{и} \quad \sigma C_0/\epsilon_0 \gg 1/R_p, \quad (4)$$

и потому из общего выражения (2) следует равенство

$$1/Z = \sigma C_0/\epsilon_0 + i\omega \epsilon' C_0. \quad (5)$$

Для случая сравнительно низких потерь (дистиллированная вода) также из (2) получаем:

$$1/Z = 1/R_p + \epsilon'' \omega C_0 + i\omega \epsilon' C_0. \quad (6)$$

В любом из случаев (5) или (6) активная составляющая проводимости $1/R$, равная $\sigma C_0/\epsilon_0$ или $(1/R_p) + \epsilon'' \omega C_0$, может быть определена калориметрически из соотношения

$$\frac{1}{R} \int_{\tau_n} U^2(t) dt = cm \Delta t_1, \quad (7)$$

где Δt_1 — повышение температуры в ячейке при действии одиночного импульса; c — теплоемкость; m — масса электролита. Интегрирование выполняется по полной длительности импульса, для чего требуется тщательное осциллографирование формы импульса. Далее можно определить значение емкости C_0 , используя соотношение (5), т. е. равенство $R = \epsilon_0/\sigma C_0$, в котором σ — импульсная проводимость, соответствующая параметрам используемого импульса. Эта проводимость измерялась отдельно в измерительной ячейке с плоскопараллельными электродами, о чем будет сказано ниже. Кроме того, из того же соотношения (5) при известном из прямого измерения

значении Z можно определить величину $\omega \varepsilon' C_0$, а далее, задаваясь значением ε' , вычислить эквивалентную частоту ω , соответствующую максимуму спектра импульса. При этом следует иметь в виду, что значение ε' слабо зависит от концентрации электролита; в частности, для NaCl 0.154 М (физиологический раствор) величина ε' монотонно убывает при 25 °С от 78 до 65 при изменении концентрации NaCl от 0.125 М до 1.0 М [11]. Поэтому можно считать, что значение $\varepsilon' \cong 77.5$ для физиологического раствора, полученное интерполяцией, достаточно точное. Отметим далее, что частота $\omega \cong 2 \cdot 10^5 \text{ с}^{-1}$, соответствующая воздействующему импульсу (рис. 2), на диаграмме Коула—Коула для дистиллированной воды соответствует низким частотам, т. е. условию $\varepsilon'' \ll \varepsilon'$, и потому, как показывает расчет, приведенный ниже, в соотношении (6) выполняется неравенство $\varepsilon'' \omega C_0 \ll (1/R_p)$. Следовательно, из соотношения (6) при известных значениях $|Z|$ и $\omega \varepsilon' C_0$ можно найти R_p ; кроме того, найденное таким способом значение R_p должно совпадать со значением R , найденным из (7). Таким образом, соотношения (2)–(7) позволяют определить все компоненты схемы рис. 3, причем при высокой проводимости среды составляющая R определяется проводимостью электролита, а при низкой проводимости — проводимостью растворителя; в обоих случаях емкость C определяется произведением $C = \varepsilon' C_0$.

Определим здесь же эквивалентное внутреннее сопротивление источника импульсов Z_i (рис. 3). Нетрудно получить для схемы рис. 3 дифференциальное уравнение $\tau_{\text{эвб}} U'(t) + U(t) = K_1 U_0(t)$, в котором эквивалентная постоянная времени и коэффициент использования (коэффициент полезного действия) источника импульсов определяются соответственно выражениями

$$\tau_{\text{эвб}} = \left[|Z_i| R / (|Z_i| + R) \right] C \quad \text{и} \quad K_1 = R / (|Z_i| + R).$$

Мы можем использовать прямые измерения напряжения на электродах ячейки, а также и напряжение холостого хода $U_0(t)$, чтобы определить K_1 , а затем и $|Z_i|$. Для трех случаев (дистиллированная вода, TrisH₂SO₄ и NaCl) рассчитанные значения $|Z_i|$ равны соответственно 56.3 кОм, 52.1 кОм и 53.6 кОм, что дает среднее значение $|Z_i| \cong 54 \text{ кОм}$. Коэффициент полезного действия источника высоковольтных импульсов

можно определить как отношение напряжения на электродах к напряжению холостого хода источника, т. е. так же, как и коэффициент K_1 в дифференциальном уравнении для схемы рис. 3. При этом считается, что выполняется равенство $|Z| \cong R$, справедливое для проводящих жидкостей. Соответственно для дистиллированной воды, TrisH₂SO₄ и NaCl получаем значения K_1 , равные 0.457; $1.65 \cdot 10^{-2}$; $1.55 \cdot 10^{-3}$. Этот коэффициент, как и следовало ожидать, имеет гораздо большее значение для дистиллированной воды по сравнению с используемыми электролитами.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

Импульсная проводимость

Для этой цели использовалась измерительная ячейка с плоско-параллельными платиновыми электродами-дисками диаметром 22 мм и с расстоянием между ними, равным 0.92 мм (вычислено, исходя из измерений межэлектродного объема). При заполнении ячейки дистиллированной водой, буферным раствором TrisH₂SO₄ pH 7.5 и физиологическим раствором измерены значения импульсной проводимости, равные соответственно $\sigma_{\text{и}} = 5.49 \cdot 10^{-3} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; $6.73 \cdot 10^{-2} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; $5.74 \cdot 10^{-1} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$. Эти значения не зависели от напряжения на электродах, которое было максимальным для дистиллированной воды $U \cong 180 \text{ В}$. Для измерений проводимости использовались те же импульсы, что и для электрофизических воздействий. Так как напряжение на электродах было сравнительно небольшим, высоковольтные эффекты (эффект Вина, т. е. диссоциация дипольных молекул, в частности, воды в сильном электрическом поле), как можно предполагать, не проявлялись.

Сравним полученные значения проводимости $\sigma_{\text{и}}$ с низкочастотными значениями. Для дистиллированной воды низкочастотная проводимость равна $\sigma = 10^{-4} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ [12] и, следовательно, $\sigma_{\text{и}} \gg \sigma$, что, вероятно, определяется качеством воды, а не импульсной кинетикой. Для буфера TrisH₂SO₄ pH 7.5 проводимость определяется кислотой, добавляемой к исходному буферному раствору для получения заданного значения pH. При концентрации H₂SO₄, равной 6.1 мМ, т. е. при pH 7.5, эквивалентная электропроводность раствора при 25 °С равна $\Lambda \cong 836 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{г-эвб}^{-1} \cdot \text{см}^2$ [12], или в используемых в этой статье единицах соответственно $\sigma = \Lambda \cdot C / 10 \cong 5.1 \cdot 10^{-1} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$

(C — концентрация электролита в молях на литр). Таким образом, отношение $\sigma/\sigma_{\text{и}} = 7.6$ показывает, что в импульсном электрическом поле проводимость существенно снижается. Аналогично для физиологического раствора при концентрации NaCl , равной 0.154M , $\Lambda \cong \cong 102.3 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{г-экв}^{-1} \cdot \text{см}^2$ (при 25°C) [12], а проводимость $\sigma = 1.575 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$. Это последнее значение близко соответствует величине, определяемой диффузионным током ионов электролита и вычисленной на основании известной формулы $\sigma = e^2 n (D_{\text{Na}^+} + D_{\text{Cl}^-}) / (k_{\text{B}} T) = 1.71 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ при следующих данных: $e = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$; $n = 9.275 \cdot 10^{25} \text{ м}^{-3}$; суммарный коэффициент диффузии ионов электролита $D_{\text{NaCl}} = 1.48 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2 \cdot \text{с}^{-1}$; $k_{\text{B}} = 1.38 \cdot 10^{-23} \text{ Дж} \cdot \text{град}^{-1}$; $T = 298 \text{ К}$. Отношение проводимостей для физиологического раствора $\sigma/\sigma_{\text{и}} = 2.74$ соизмеримо с таким же отношением для $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$, однако в пересчете на одновалентный электролит (для сравнения необходимо отношение проводимостей $\sigma/\sigma_{\text{и}} = 7.6$ для H_2SO_4 уменьшить вдвое, т. е. до значения 3.8). В целом ясно, что в условиях экспериментального импульса проводимость снижается в 3–4 раза по сравнению с низкочастотной, однако этого недостаточно для радикального увеличения амплитуды импульсов. Как уже отмечалось во вводной части статьи, переход к наносекундному диапазону длительностей импульсов сопряжен со значительными техническими трудностями. Отметим также, что соотношение импульсных проводимостей $\sigma_{\text{и}}$ в ряду

[дистиллированная вода— $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ —физиологический раствор]

определяется как 1 : 12.2 : 104.6, т. е. приблизительно десятикратное возрастание для каждой пары, и соответствует обратному соотношению амплитуд для электропроводных компонентов (H_2SO_4 и NaCl). Более резко это выражено для дистиллированной воды по причине существенно-го возрастания для воды коэффициента использования напряжения источника K_1 .

Калориметрическое измерение R

Для измерения изменений температуры в ячейке в результате воздействия электрических импульсов использовалось полупроводниковое микротермосопротивление марки МТ-64 конструкции В.Т. Карманова (производство СКБ Агрофизического научно-исследовательского института в Санкт-Петербурге). Погрешность измерений

в мостовой схеме в температурном диапазоне $(20 \pm 2.5)^\circ\text{C}$ за счет нелинейности характеристики $R_i(t)$ составляла 0.001 град, а в диапазоне $(20 \pm 5)^\circ\text{C}$ — 0.009 град. Сопротивление терморезистора при 20°C было равным $R_{20} = 37 \text{ кОм}$, а собственный разогрев пропускаемым током соответствовал рассеиваемой мощности $P = 4 \text{ мВт}$. Чувствительность по температуре была равной $S_i = 10 \text{ мВ} \cdot \text{град}^{-1}$; таким образом, дрейфовые и шумовые составляющие измеряемого сигнала начинали сказываться по измеряемому потенциалу, начиная от значений $30\text{--}40 \text{ мкВ}$, что соответствовало по температуре $0.003\text{--}0.004$ град. Этим значением, следовательно, и определяется практически погрешность температурных измерений. Постоянная времени измерений при этом составляла около 0.3 с .

При измерениях на жидкостной ячейке использовались максимальная амплитуда импульса высокого напряжения и максимальное время экспозиции. Максимальное число импульсов при $n = 10$ и $t = 100$ было равно $N = 100 \times 50$. Максимальное время экспозиции, таким образом, составляло 100 с . Измерялось поступление тепла при действии импульсов в теплоизолированную ячейку с непрерывным перемешиванием жидкого объема, содержащую 3 мл исследуемой жидкости. Для дистиллированной воды ($\sigma_{\text{и}} = 5.49 \cdot 10^{-3} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$), буферного раствора $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ pH 7.5 ($\sigma_{\text{и}} = 6.73 \cdot 10^{-2} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$) и физиологического раствора ($\sigma_{\text{и}} = 5.74 \cdot 10^{-1} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$) приросты температуры в объеме были равны соответственно $\Delta t_{\Sigma} = 1.057; 0.069; 0.01$ град, т. е. в расчете на один воздействующий импульс — $\Delta t_1 = 2.25 \cdot 10^{-4}; 1.47 \cdot 10^{-5}; 2.13 \cdot 10^{-6}$ град. Эти значения представляют собой усредненный по объему тепловой эффект воздействия.

Вычисление тепловыделения

Вычисление интеграла в выражении (7) производилось на основе детальных осциллограмм межэлектродной разности потенциалов. При $n = 10$, т. е. для максимальной амплитуды, интегрирование дало для дистиллированной воды, $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ и физиологического раствора значения интегралов, равные соответственно $181.8; 0.216; 0.00224 \text{ В}^2 \cdot \text{с}$. Значения R , вычисленные на основании (7) при $m = 3 \text{ г}$ и $c = 4.18 \text{ Дж} \cdot \text{г}^{-1}$, соответственно равны $R = 64.46 \text{ кОм}; 1173 \text{ Ом}; 84 \text{ Ом}$. Высокое значение тепловыделения для дистиллированной воды определяется высокой амплитудой

Сводная таблица результатов

Определяемый параметр	Вода дистил.	Буфер TrisH ₂ SO ₄ pH7.5	Физиолог. раствор
Импульсная проводимость $\sigma_{и}$, Ом ⁻¹ ·м ⁻¹	$5.49 \cdot 10^{-3}$	$6.73 \cdot 10^{-2}$	$5.74 \cdot 10^{-1}$
*Нагрев в ячейке, град.	1.057	0.069	0.01
*Нагрев в ячейке в расчете на один импульс, град.	$2.25 \cdot 10^{-4}$	$1.47 \cdot 10^{-5}$	$2.13 \cdot 10^{-6}$
Интеграл $\int U^2(t)dt$ при $n=10$, В ² ·с	181.8	0.216	0.00224
Сопротивление потерь в ячейке R , Ом	64460	1173	84
Полное сопротивление межэлек- тродного промежутка $ Z $, Ом	$(45.5 \pm 2) \times 10^3$	904 ± 8	83.7 ± 2.0
Эквивалентная частота спектра ω , с ⁻¹ (F , Гц)	$1.08 \cdot 10^6$ $(1.72 \cdot 10^5)$	$(1.08 \cdot 10^6)$ $(1.72 \cdot 10^5)$	$(1.08 \cdot 10^6)$ $(1.72 \cdot 10^5)$
Геометрическая емкость элек- тродной системы C_0 , пФ	0.18	0.18	0.18
Эффективная диэлектрическая проницаемость, $\epsilon_{эф}$	574	7041	60054
Диффузионная емкость электрод- ной системы $C_{диф}$, пФ	102	2046	28600
Коэффициент использования на- пряжения источника, K_1	0.457	$1.65 \cdot 10^{-2}$	$1.55 \cdot 10^{-3}$

* — нагрев в ячейке объемом 3мм³ при максимальном числе импульсов ($N = 5000$) максимальной амплитуды ($n = 10$).

импульса напряжения, так что отношение U^2/R остается большим даже при гораздо большем значении R .

Определение полного сопротивления межэлектродного промежутка

Полное сопротивление $|Z|$, полученное как отношение напряжения на электродах, измеренного осциллографически, к току, вычисленному по падению напряжения на эталонном резисторе, для тех же случаев дистиллированной воды, буфера TrisH₂SO₄ и физиологического раствора было соответственно равным $|Z| = 45.5 \text{ кОм}; 904 \text{ Ом}; 83.7 \text{ Ом}$. Такие же измерения были проделаны для всех ступеней напряжения, так что после усреднения были получены значения $|Z| = 45.5 \pm 2 \text{ кОм}; 904 \pm 8 \text{ Ом}; 83.7 \pm 2 \text{ Ом}$. Таким образом, электродная система была линейна.

Вычисление C_0, ω

Геометрическая емкость электродной системы C_0 вычислялась для наиболее низкоомной среды, т. е. физиологического раствора; при этом в соответствии с равенством $R = \epsilon_0 / C_0 \sigma_{и}$ было получено значение $C_0 = 0.18 \text{ пФ}$. Для вычисления эквивалентной частоты ω использовались данные для дистиллированной воды, для которой различия между $|Z|$ и R были наибольшими, что связано с емкостной составляющей $\omega \epsilon' C_0 = ((1/|Z|) - (1/R))$. При $\epsilon' = 80$ вычисления дают $\omega = 1.08 \cdot 10^6 \text{ с}^{-1}$ ($F = 1.72 \cdot 10^5 \text{ Гц}$). Отметим, что аналогичные вычисления для TrisH₂SO₄ ведут к значительно большей частоте — $F = 7.8 \cdot 10^6 \text{ Гц}$, что не соответствует действительности. Это связано

с неточностью определения R и далее — с неточностью определения прироста температуры. Таким образом, остается принять, что для $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ значение $R=1173\text{ Ом}$ на самом деле значительно ближе к $|Z|=904\text{ Ом}$, а емкостная составляющая проводимости соответственно меньше. Точно так же для физиологического раствора примем значение $|Z|=83.7\text{ Ом}$.

Вычисление эффективной диэлектрической проницаемости и диффузионной емкости

Для этого использовалась временная задержка выходного напряжения относительно пускового импульса или относительно напряжения на первичной обмотке трансформатора, запаздывающего относительно пускового импульса не более чем на 0.5 мкс . Типичная осциллограмма импульса представлена на рис. 1. Значения временной задержки для дистиллированной воды, буфера $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ и физиологического раствора были соответственно равны $t_{\text{зад}}=3.0; 2.4; 2.4\text{ мкс}$. Эта задержка определяется постоянной времени ячейки, т. е. $t_{\text{зад}}=\tau=RC$. Постоянство RC при высокой проводимости $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ и физиологического раствора объясняется тем, что эффективная диэлектрическая проницаемость $\varepsilon_{\text{эф}}$ определяется в основном членом $\sigma/(\omega\varepsilon_0)$, т. е. пропорциональна проводимости, в то время как R пропорционально $1/\sigma$; следовательно, величина RC не зависит от проводимости, а сама емкость C определяется, как уже было отмечено выше, в основном диффузионным слагаемым. Для дистиллированной воды, $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$ и 0.154 М раствора NaCl получаем соответственно значения $\varepsilon_{\text{эф}}=574; 7041; 60054$, а диффузионная емкость ячейки объемом 3 мм^3 составляла соответственно значения $C_{\text{диф}}=102; 2046; 28600\text{ пФ}$. Результаты всех вычислений представлены в таблице.

ВЫВОДЫ

В статье приводятся результаты измерений импульсных электрических параметров при действии микросекундных импульсов напряжения на дистиллированную воду, а также на широко используемые в медико-биологических исследованиях буферный и физиологический растворы. Результаты измерений могут быть использованы в исследованиях, связанных с изучением воздействия

электрического поля высокой напряженности на биологические системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Johnstone P.T., Bodger P.S.* High voltage disinfection of liquids // IPENZ Transactions. 1997. Vol. 24, no. 1. P. 30–35.
2. *Jaffe L.F., Vanable J.W.* Electric fields and wound healing // Clinics in Dermatology. 1984. Vol. 2, no. 3. P. 34–44. Doi: 10.1016/0738-081X(84)90025-7.
3. *Wexler A.D., Lopez S.M., Schreer O., Woisetschlaeger J., Fuchs E.S.* The preparation of electrohydrodynamic bridges from polar dielectric liquids // J. of Visual. Exp. 2014. No. 91. e51819. Doi: 10.3791/51819.
4. *Pliquet V., Schoenbach K.* Changes in electrical impedance of biological matter due to the application of ultrashort high voltage pulses // IEEE Trans. Dielectrics and Electrical Insulation. 2009. Vol. 16, no. 5. P. 1273–1279. Doi: 10.1109/TDEI.2009.5293938.
5. *Warindi, Hadi S.P., Berahim H., Suharyanto.* Impedance measurement system of a biological material undergoing pulsed electric field exposed // Procedia Engineering. 2017. Vol. 170. P. 410–415. Doi: 10.1016/j.proeng.2017.03.066.
6. *Lukyanova S., Grigoriev O., Koklin A., Andrianova T.* Biological effects of high-voltage pulse current at medical-biological tests for safety of electroshock devices // Proc. of 5th European Symp. on non-lethal weapons. Ettlingen, Germany, May 10–15, 2009. P. 161–164.
7. *Григорьев О.А., Коклин А.Е., Лукьянова С.Н., Алексеева В.А.* Биологические эффекты импульсного электрошока по данным лабораторных испытаний электрошоковых устройств // Саратовский научно-медицинский журнал, 2013. Т. 9, № 4. С. 828–830.
8. *Grill W.M.* Modeling the effects of electric fields on nerve fibers: influence of tissue electrical properties // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1999. Vol. 46, no. 8. P. 918–928. Doi: 10.1109/10.775401.
9. *Фрюнгель Ф.* Импульсная техника. Генерирование и применение разряда конденсаторов. М.-Л.: Энергия, 1965. 488 с.
10. *Харкевич А.А.* Спектры и анализ. Изд. 4-е. М.: Физматгиз, 1962. 236 с.
11. *Ахадов А.Ю.* Диэлектрические свойства бинарных растворов. М.: Наука, 1977. 399 с.
12. Таблицы физических величин / Справочник под ред. И.К. Кикоина. М.: Атомиздат, 1976. 1008 с.

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения

Контакты: *Варехов Алексей Григорьевич*,
varekhov@mail.ru

Материал поступил в редакцию 16.04.2018

MEASUREMENT OF PULSE ELECTRIC PARAMETERS OF BIOLOGICAL LIQUIDS

A. G. Varekhov

St. Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Russia

Results of measurements of impulse parameters (conductivity, loss, permittivity and others) of the conducting liquids (distilled water, buffer solution $\text{TrisH}_2\text{SO}_4$, pH 7.5 and physiological solution 0.154 M NaCl) in case of action of rapidly damping almost harmonic signal (wavelet) of duration 5–10 μs and amplitude (without loading) of up to 30 kV are given in the article. It is shown that the high electric conduction for buffer and physiological solutions strongly reduces pulse amplitude, but leads to heat release reduction that allows to exclude thermal effects in studies of pulse electrical action on biological systems.

Keywords: conducting liquids, high-voltage pulse, impulse electrical parameters

REFERENCES

1. Johnstone P.T., Bodger P.S. High voltage disinfection of liquids. *IPENZ Transactions*, 1997, vol. 24, no. 1, pp. 30–35.
2. Jaffe L.F., Vanable J.W. Electric fields and wound healing. *Clinics in Dermatology*, 1984, vol. 2, no. 3, pp. 34–44. Doi: 10.1016/0738-081X(84)90025-7.
3. Wexler A.D., Lopez S.M., Schreer O., Woisetschlaeger J., Fuchs E.S. The preparation of electrohydrodynamic bridges from polar dielectric liquids. *J. of Visual. Exp.*, 2014, no. 91, e51819. Doi: 10.3791/51819.
4. Pliquett V., Schoenbach K. Changes in electrical impedance of biological matter due to the application of ultrashort high voltage pulses. *IEEE Trans. Dielectrics and Electrical Insulation*, 2009, vol. 16, no. 5, pp. 1273–1279. Doi: 10.1109/TDEI.2009.5293938.
5. Warindi, Hadi S.P., Berahim H., Suharyanto. Impedance measurement system of a biological material undergoing pulsed electric field exposed. *Procedia Engineering*, 2017, vol. 170, pp. 410–415. Doi: 10.1016/j.proeng.2017.03.066.
6. Lukyanova S., Grigoriev O., Koklin A., Andrianova T. Biological effects of high-voltage pulse current at medical-biological tests for safety of electroshock devices. *Proc. of 5th European Symp. on non-lethal weapons*. Ettingen, Germany, May 10–15, 2009, pp. 161–164.
7. Grigor'ev O.A., Koklin A.E., Luk'yanova S.N., Alekseeva V.A. [Biological effects of an impulse current according to laboratory tests of electroconvulsive devices]. *Saratovskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal* [Saratov scientific and medical journal], 2013, vol. 9, no. 4, pp. 828–830. (In Russ.).
8. Grill W.M. Modeling the effects of electric fields on nerve fibers: influence of tissue electrical properties. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1999, vol. 46, no. 8, pp. 918–928. Doi: 10.1109/10.775401.
9. Fryungel' F. *Impul'snaya tekhnika. Generirovanie i primeneniye razryada kondensatorov* [Impulse technique. Generation and application of discharge of condensers]. Moscow, Leningrad, Energiya Publ., 1965. 488 p. (In Russ.).
10. Charkevich A.A. *Spektry i analiz. Izd. 4-e* [Spectrums and analysis. 4th issuing]. Moscow, Fizmatgiz Publ., 1962. 236 p. (In Russ.).
11. Achadov A.Yu. *Dielektricheskie svoystva binarnykh rastvorov* [Dielectric properties of binary solutions]. Moscow, Nauka Publ., 1977. 399 p. (In Russ.).
12. I.K. Kikoin, ed. *Tablitzы fizicheskikh velichin. Spravochnik* [Tables of physical quantities. Reference manual]. Moscow, Atomizdat Publ., 1976. 1008 p. (In Russ.).

Contacts: Varekhov Aleksey Grigor'evich,
varekhov@mail.ru

Article received in edition: 16.04.2018