

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ

УДК 615.472.03

*Ю.И. КОЗИН, д-р мед. наук, В.И. ЛЕОНИДОВ, канд. техн. наук,
А.В.КРАВЦОВ, канд. мед. наук, Р.А. БОБНЕВ*

УСТРОЙСТВО ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОТКАНИ

Введение

В соответствии с современным научным представлением [1 – 12], электрические свойства биоткани связаны с ее жизнеспособностью. При этом свойства участков ткани, в том числе и пораженных, определяются свойствами ее отдельных элементов – дипольных моментов макроскопических областей ограниченных средами с низкой электропроводностью, ориентационной поляризацией протеинов, воды и электролитов, дипольных моментов ядер и отдельных клеток. Такая совокупность свойств создает основные трудности при проектировании приборной базы, которая позволяет осуществлять оперативную диагностику состояния биоткани непосредственно в момент выявления ее поражения, в том числе и в полевых условиях.

Хорошо известно, что при лечении поражений или при трансплантации тканей одним из важных условия успешного проведения операции является как можно более раннее определение границ некротических поражений. Однако широкодоступных и надежных методов оперативной оценки степени жизнеспособности тканей в настоящее время не разработано.

Как показано в работе [2], объективно оценить состояние мембран клеток позволяет метод, основанный на измерении электрического импеданса исследуемой ткани. К настоящему времени установлено [3], что по показателям импеданса можно также определить границы злокачественных опухолей, некротических изменений, термических ожогов, острой кишечной непроходимости и др. По мнению авторов этих работ, такая возможность основана на специфических характеристиках свойства электропроводности биотканей и обусловлена ее клеточной структурой.

Клеточная структура означает, что в процессе прохождения электрического тока участвуют две составляющие биоткани: межклеточная жидкость и собственно клетки. Следовательно, характеристики электропроводности определяются как характеристиками этих составляющих, так и плотностью и способом «упаковки» клеток.

Проводимость клеточных «слоев» обусловлена вязкостью, растворимостью ионов, их размерами и подвижностью, линейными размерами внутриклеточных структур и молекул. Следовательно, проводимость биотканей является многопараметрическим свойством, при этом относительный «весовой» вклад каждого из влияющих факторов в результирующую проводимость как участка, так и некоторого объема ткани представляется некоторым распределением со случайными параметрами.

Таким образом, электрические свойства биоткани мало изучены, но в то же время обладают высоким информативным содержанием с точки зрения описания свойств жизнеспособности биотканей. Поэтому комплексное исследование электрических свойств биотканей, проводимое совместно, например с гистологическим исследованием, которое в данном случае можно принять как референтное, позволит создать библиотеку готовых решений относительно характеристик состояния биоткани и тем самым повысить достоверность диагностических заключений относительно текущего состояния жизнеспособности биоткани.

Также следует отметить, что в настоящее время отсутствуют стандартизованные аппаратные средства определения жизнеспособности биотканей, которые позволяли бы оперативно оценить возможность пораженной ткани к самовосстановлению.

В связи с этим, основной концепцией развития научных исследований в направлении создания методов и средств оперативной диагностики жизнеспособности биоткани следует считать создание правил выделения и анализа электрических свойств ее отдельных структурных элементов, в том числе и на ее пораженных участках, при этом главным представляется положение об определяющем влиянии именно вида распределения относительного «весового» вклада электрических свойств отдельных структурных элементов в результирующее состояние биоткани, определенное относительно ее способности к восстановлению.

Наиболее широко используемым методом измерения импеданса биотканей считается метод частотного анализа [3]. При этом показателем жизнеспособности принимается величина коэффициента поляризации, который вводится в виде простого отношения:

$$Kn = \frac{|z_{f1}|}{|z_{f2}|} \quad \text{где } |z_{f1,2}| \text{ – модуль полного электрического сопротивления участка биоткани на}$$

частотах f_1 и f_2 соответственно. Однако величины частот $f_{1,2}$, на которых производятся измерения, строго не определены. Например, в [1] принимается $f_1 = 10 \text{ кГц}$ и $f_2 = 1,0 \text{ мГц}$.

Как следует из анализа литературных источников, частотный метод оценки жизнеспособности биоткани недостаточно исследован, имеет многопараметрическую зависимость, для получения надежных результатов, требует относительно больших интервалов времени и, следовательно, в оперативной обстановке как экспресс-анализ неизбежно приведет к неопределенности результата.

Наиболее универсальным и предпочтительным на данном этапе развития метода импедансометрии как методологии оценки жизнеспособности пораженных участков биоткани представляется подход, основанный на временном анализе процесса поляризации – определение изменения поляризации во времени в ответ на ступенчатое («мгновенное») включение внешнего электрического поля. Если за интервал времени Δt напряженность внешнего электрического поля возрастает от нуля до значения $E \ll E_{\max}$, то зависимость во времени поляризации $P \ll$ имеет одинаковый характер для всех механизмов поляризации [3], а напряжение на исследуемом участке ткани описывается выражением, близким к экспоненциальной зависимости.

Цель работы – выявление граничных значений параметров системы анализа информационных сигналов, возникающих при зондировании биоткани импульсами микротока.

Измерительное устройство

Для достижения поставленной цели был создан экспериментальный образец устройства измерения электрических характеристик биоткани и представления выходных данных. Блок-схема устройства приведена на рис. 1.

Устройство состоит из двух функциональных модулей: модуль зонда-приемника и модуль обработки и представления данных.

Модуль зонда-приемника состоит из канала измерения температуры биоткани и канала формирования интервалов времени, равных постоянной времени переходного процесса, связанного с возмущением, возникающим в среде биоткани при прохождении через нее импульса электрического тока.

Канал измерения температуры состоит из датчика температуры, в качестве которого используется стандартная термопара *L-типа*, и схемы преобразования, в которой ток датчика $I_{ДТ}$ преобразуется в напряжение $U_{Твых}$ на выходе схемы.

Канал измерения постоянной времени содержит два электрода, на которые через токоограничивающий резистор $R_{огр}$ и линию связи подается зондирующий импульс и которые, в свою очередь, накладываются на исследуемый объект. Величина импульса тока не превышает значения $I_z \leq 100 \cdot 10^{-6} \text{ А}$, длительность $\tau_{знд} = 120 \cdot 10^{-3} \text{ с}$. Для исключения эффекта накопления остаточных явлений в биоткани на исследуемый участок подаются зондирующие импульсы с чередующейся полярностью. Интервал времени между импульсами $T_{имп} = 0,5 \text{ с}$.

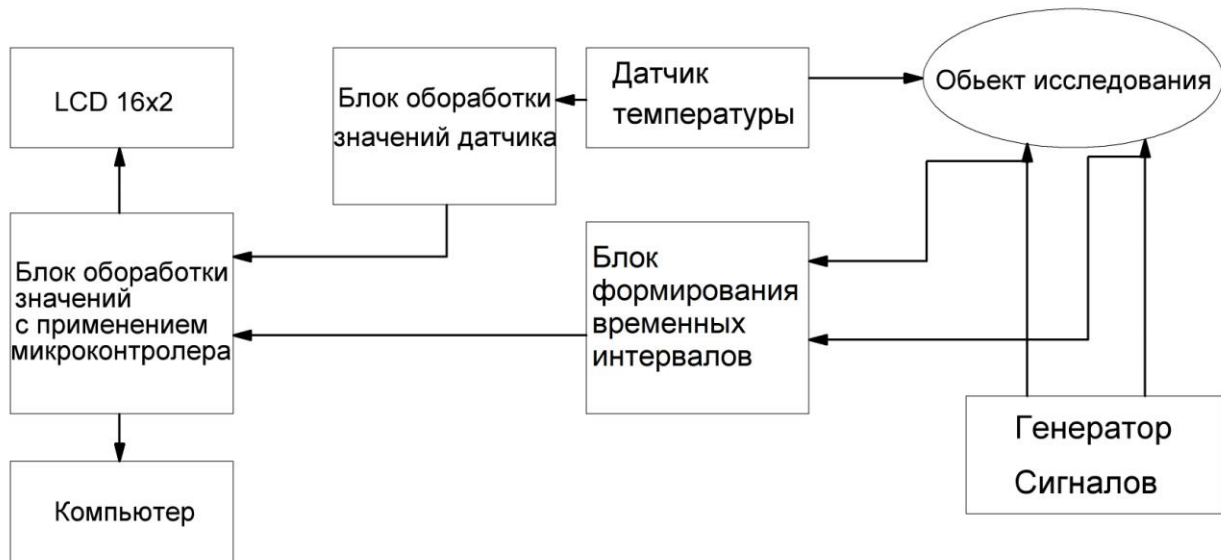


Рис. 1. Блок схема устройства

На электродах, в результате существования свойства поляризации биоткани, формируется сигнал, форма которого в первом приближении описывается выражением

$u_{\text{exp}} \approx 1 - e^{-\frac{t}{\tau_{\text{exp}}}}$. Этот сигнал через отдельную линию связи подается в приемное устройство, в котором с помощью пары компараторов формируется импульс напряжения единичной амплитуды $U_{\tau} = 1$ и длительностью $\tau_{\text{изм}}$, равной постоянной времени $\tau_{\text{изм}} = \tau_{\text{exp}}$ экспоненциального сигнала τ_{exp} .

Модуль обработки и представления данных

Выполнен на платформе “ArduinoUno” с процессором ATmega328P. Алгоритм работы модуля приведен на рис. 2, внешний вид индикатора с индицируемой информацией – на рис. 3. Необходимую информацию о платформе можно найти в справочнике и инструкциях [12, 13].

Назначение модуля состоит в измерении напряжения датчика температуры, преобразовании полученного цифрового кода в масштаб температуры и выводе данных на цифровой индикатор. Кроме того, модуль производит измерение интервала времени $\tau_{\text{изм}} = \tau_{\text{exp}}$, сформированного в модуле зонда-приемника и выводе значения постоянной времени τ_{exp} на цифровой индикатор.

Длительность интервала времени измерения и вывода значений температуры на индикатор составляет величину $T_{ТМП} \cong 115 \cdot 10^{-3} \text{ с}$, постоянной времени $T_{\tau} \cong (0,5 \cdot 10^{-6} + \tau) \text{ с}$. В устройстве предусмотрена регулировка времени индикации в пределах $T_{инд} = 0,5 \div 1 \text{ с}$.

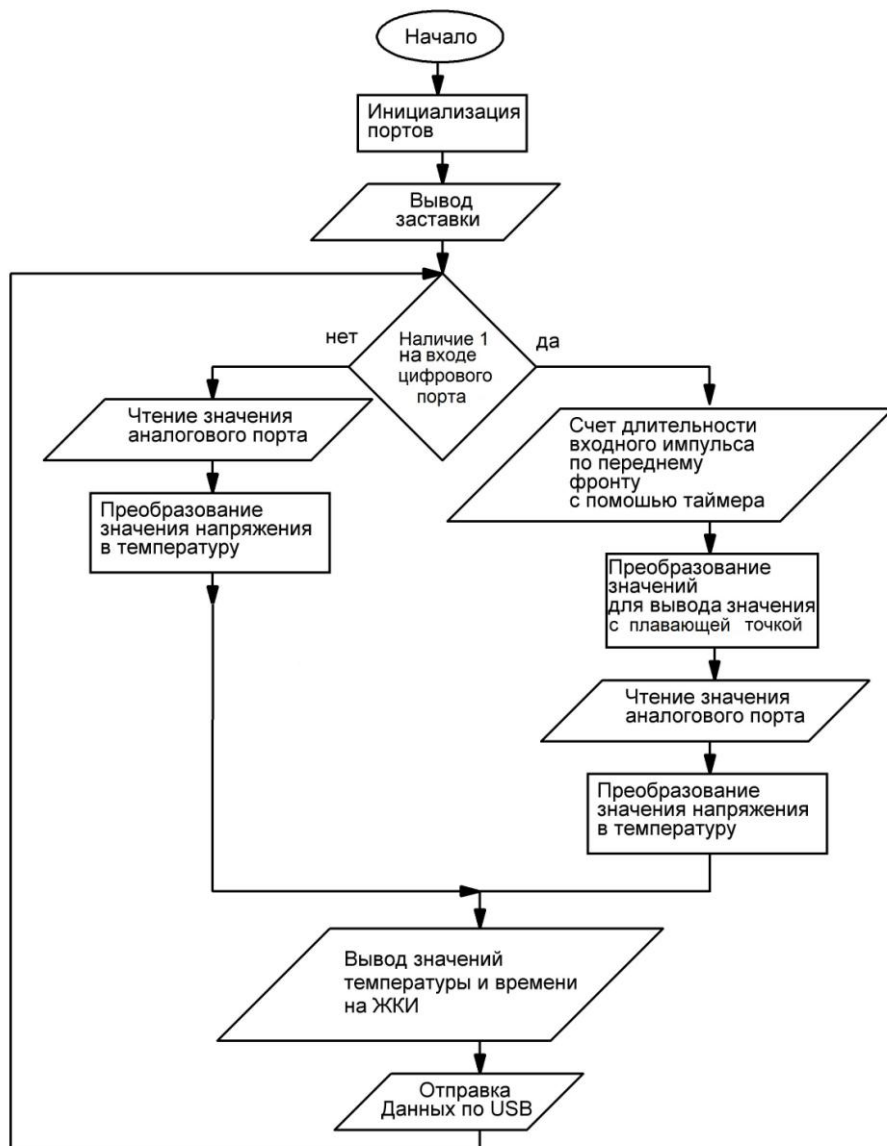


Рис. 2. Блок-схема алгоритма обработки и отображения данных экспресс-анализа электрических характеристик биоткани



Рис. 3. Индикатор

Для документирования полученные данные пересылаются в компьютер через порт USB. Лабораторные испытания показали возможность измерения постоянной времени процессов поляризации биотканей в пределах $\tau = (5 \div 200) \cdot 10^{-3} \text{ с}$, температуры $t_T = (5 \div 42) \text{ }^\circ\text{C}$

Выводы

Рассмотрен один из возможных подходов к решению проблемы создания методов и средств экспресс анализа состояния жизнеспособности пораженных участков биоткани. Этот подход при его дальнейшем развитии может быть распространен и на оценку функционального состояния также и непораженных участков ткани и отдельных органов.

Основным результатом работы является обоснование возможности создания устройства оперативного анализа информационных сигналов релаксации биоткани, возмущенной импульсами микротока, на базе платформы "ArduinoUno". Созданное устройство дает возможность проведения дальнейших исследований в области выявления информативных признаков состояния жизнеспособности пораженных участков биоткани и создания на этой основе системы объективной диагностики состояния биообъектов.

Список литературы: 1. *Импедансная электрохирургия* / Д. В. Белик. – Новосибирск : Наука, 2000. – 237 с. 2. *Торнуев, Ю.В., Хачатрян, Р.Г., Хачатрян, А.П., Махнев, В.П., Осенний, А.С.* Электрический импеданс биологических тканей. – М. : Изд-во ВЗПИ, 1990. – 155с. 3. *Тихомиров, В.И.*, Импеданс биологических тканей и его применение в медицине. 4. *Торнуев, Ю.В., Колдышева, Е.В., Лапий, Г.А., Балахнин, С.М., Бушманова, Г.М., Преображенская, В.К.* Электроимпедансометрия в гистологической технологии // Биологические науки. Фундаментальные исследования. – 2013. – №6. – С. 1164 -1167. 5. *Sidler, M., Jackowski, C., Dirnhofner, R.* et al. Use of multislice computed tomography in disaster victim identification-advantages and limitations // *Forensic Sci Int.* – 2007. – 169:2-3:118-128. 6. *Милюков, В.Е., Полуни, С.В.* Современные методы определения жизнеспособности мышечной ткани при выборе объема операции // *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*, 2011. – 73 – 76 с. 7. <http://helpiks.org/1-103574.html>. 8. *Харитонов, Б.С.* Способ определения жизнеспособности тканей у больных гангренами нижних конечностей / Б.С. Харитонов, Б.М. Кац, В.И. Завалев // Сб. науч. трудов : Новые медицинские технологии. – Саратов, 2009. – С. 194-197. 9. *Военно-полевая хирургия: Национальное руководство* ; под ред. И. Ю. Быкова, Н. А. Ефименко, Е. К. Гуманенко. – М. : ГЭОТАР, Медиа, 2009 – 816 с. 10. *Военно-полевая хирургия : учебник* / С. А. Жидков [и др.] ; под ред. С.А. Жидкова и С. Н. Шнитко. – Минск : БГМУ, 2008. – 350 с. 11. *Нечаев, Э. А.* Синдром длительного сдавления: руководство для врачей / Э. А. Нечаев, А. К. Ревской, Г. Г. Савицкий. – М. : Медицина, 1993. – 208 с. 12. <http://arduino.ru/Reference> 13. http://arduino.ru/Arduino_environment

*Харьковский национальный
университет радиотехники*

Поступила в редколлегию 05.10.2016