

А.И. БЫХ, д-р физ-мат. наук, проф., Ю.И. КОЗИН, д-р мед. наук, проф.,
В.И. ЛЕОНИДОВ, канд. техн. наук, А.В. КРАВЦОВ, канд. мед. наук,
Р.А. БОБНЕВ

ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМ ЧАСТОТНОЙ ИМПЕДАНСОМЕТРИИ БИОТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛАТФОРМ “ARDUINO”

Введение

Развитие методов импедансометрии является важной составной частью исследований при решении задачи формализации диагностики степени жизнеспособности пораженных участков биотканей. Использование в качестве критерия оценки состояния биоткани физической величины – импеданса вместо описаний, содержащих, как правило, некоторую долю произвольности, позволяет повысить достоверность диагноза и, следовательно, повысить вероятность правильного выбора тактики лечебных действий по восстановлению области поражения биоткани [1 – 3].

Значимость импедансометрии в области диагностики состояния биотканей следует из известного положения, сформулированного в [4], согласно которому модуль $|Z_{БТ}|$ импеданса нежизнеспособной ткани относительно мал и не зависит от частоты $f_{изм}$ тока, используемого для измерения импеданса пораженного участка биоткани. В то же время, для полностью жизнеспособной (непораженной) биоткани модуль импеданса различимо зависит от частоты $|Z_{БТ}| = F(f_{изм})$ и в области относительно низких частот существенно превышает те же значения, полученные для нежизнеспособных тканей. Пример такой зависимости, приведенный в [5], показан на рис. 1.

Развитием этого положения является, согласно [4], введение коэффициента жизнеспособности:

$$k_j = \frac{|Z_{f_2}|}{|Z_{f_1}|}, \text{ при } f_2 \gg f_1, \quad (1)$$

при этом биоткань считается жизнеспособной, если выполняется неравенство $k_j > 1$, и нежизнеспособной – если выполняется альтернативное неравенство $k_j \leq 1$.

Приведенные положения в настоящее время в полном смысле не формализованы. Это означает, что отсутствуют правила, позволяющие определить степень поражения на основании измерения и анализа функции $|Z_{БТ}| = F(f_{изм})$. Также отсутствуют стандартизованные критерии использования величин f_1 и f_2 . В свою очередь, в ряде работ [1, 3 – 5] признаются высокие диагностические возможности методов импедансометрии, включая анализ как пораженных участков ткани, так и не пораженных. Следует также отметить, что информация в виде функции $|Z_{БТ}| = F(f_{изм})$ позволяет создать и усовершенствовать собственно систему классификации степени поражения ткани относительно величины k_j .

Из изложенного следует, что построение систем, позволяющих измерять и анализировать частотные зависимости импеданса биотканей в реальном времени, является актуальной задачей.

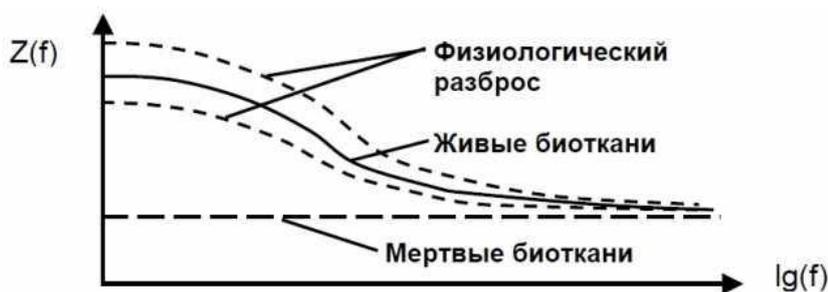


Рис.1. Частотные зависимости модуля импеданса биоткани

Цель работы – анализ одного из подходов к построению системы измерения коэффициента жизнеспособности с использованием микропроцессорных систем на базе платформ “Arduino”.

Система измерения коэффициента жизнеспособности

В практике медицинских наблюдений отсутствуют стандартизированные приборы и методики для измерения k_j . Поэтому для исследования области изменения граничных значений величины Z_{BT} кафедрой биомедицинской инженерии Харьковского национального университета радиоэлектроники были проведены экспериментальные исследования с помощью стенда, составленного из стандартных приборов и коммутационной панели. Структурная схема стенда приведена на рис.2.

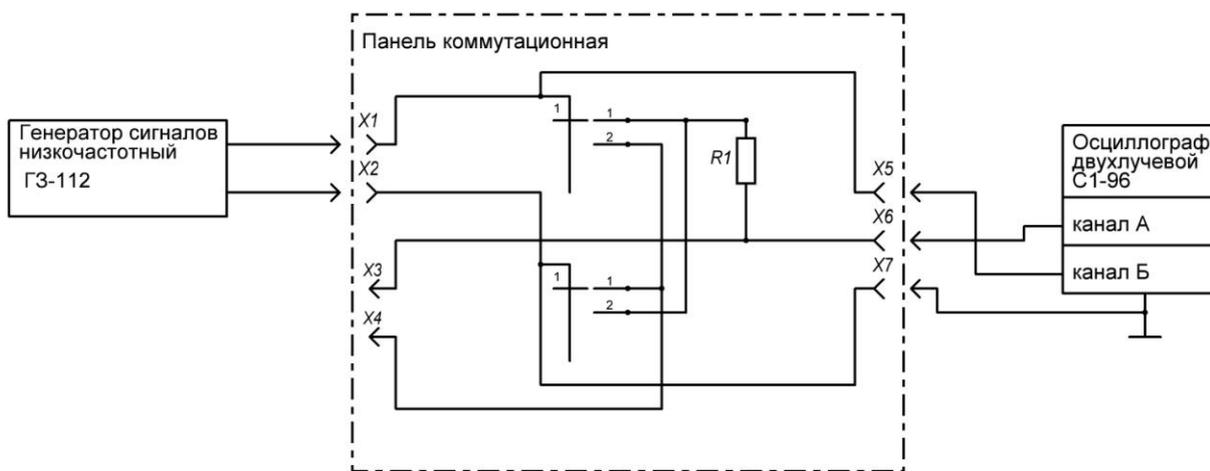


Рис.2. Структурная схема стенда

Стенд предназначен для определения оптимальных величин граничных значений частот f_1 и f_2 испытательных сигналов, на которых измеряется модуль импеданса; граничных значений диапазона изменения величины модуля импеданса в задачах формализации состояния жизнеспособности биотканей путем расчета коэффициента жизнеспособности k_j .

В состав испытательного стенда входят стандартные приборы: генератор сигналов низкочастотный ГЗ-112, осциллограф двухлучевой С1-96 и отдельно собранная панель коммутационная (ПК).

Функционирование стенда. Генератор ГЗ-112 обеспечивает подачу сигнала в диапазоне частот: $D_f = [10\text{Hz} \div 3 \cdot 10^5\text{Hz}]$ на исследуемый образец (клеммы $X1$ и $X2$).

К клеммам $X3$ и $X4$ ПК подключается образец биоткани через соединительный кабель, представляющий собою двухпроводную линию связи, которая подключена к игольчатым электродам. Игольчатые электроды установлены параллельно на расстоянии 10 мм. В качестве электродов используются стандартные венозные катетеры 22G(0,9x25 мм). Электроды покрыты изолирующим материалом, их рабочая часть (оголенная) составляет 2 мм.

Переключатель П1 обеспечивает переключение двух цепей на два положения. В положении «1» сигнал с выхода генератора подается на последовательное соединение токоограничивающего резистора $R1$ и исследуемого образца. В положении «2» последовательность цепи изменяется на противоположную: сигнал подается на последовательно соединенные исследуемый образец и резистор. Таким образом, в первом случае с общим проводом измерительной схемы соединяется один полюс образца и на вход осциллографа подается сигнал, возникающий на образце. Во втором положении переключателя П1 с общим проводом со-

единяется один полюс токоограничивающего резистора $R1$ и на вход осциллографа подается сигнал U_{R1} , возникающий на этом резисторе.

Величина напряжения U_{R1} на токоограничивающем резисторе $R1$ используется для расчета измерительного тока $I_{изм}$ в цепи последовательно соединенных $R1$ и участка биоткани: $I_{изм} = U_{R1}/R1$. Модуль полного сопротивления $|Z_{БТ}|$ участка биоткани определяется из выражения $|Z_{БТ}| = U_{БТ}/I_{изм}$.

Канал «2» осциллографа выполняет функцию измерения напряжения на выходе генератора и обеспечивает возможность поддерживать постоянную амплитуду измерительного сигнала во всем диапазоне используемых частот.

Измерение значений $|Z_{БТ}|$ на двух частотах $|Z_{БТ1}|$ и $|Z_{БТ250}|$ при различных состояниях биоткани позволяет получить соответствующие значения k_j .

В процессе экспериментальных исследований были проведены измерения частотной зависимости модуля импеданса растительной биоткани. Для измерений был выбран побег растения «алоэ».

В экспериментальных исследованиях амплитуда напряжения на выходе генератора поддерживалась постоянной и равной $U_g = 2,1V$, что дает эффективное значение $U_{eff} = U_g \cdot \sqrt{2} \cong 1,5V$, величина сопротивления выбрана $R1 = 20k\Omega$.

Полученная частотная зависимость $|Z_{БТ}| = F(f_g)$ в диапазоне частот $f_g = [10 \div 300000] Гц$ приведена на рис. 3.

Из полученной зависимости следует, что в области частот $f_g > 100kГц$ величина $|Z_{БТ}| \cong const$ стабилизируется.

В области частот $1kГц > f_g > 10Гц$ величина $|Z_{БТ}|$ изменяется $K_{fz} = Z_{fmax}/Z_{fmin} \cong 2,4$, а в области частот $300kГц > f_g > 1kГц$ изменение составляет $K_{fz} = Z_{fmax}/Z_{fmin} \cong 30$. Следовательно, основная часть изменений модуля импеданса приходится на область частот $300kГц > f_g > 1kГц$. Исходя из этого результата, в последующих исследованиях для измерения величины k_j целесообразно использовать только две частоты: $f_1 = 1kГц$ и $f_2 = 250kГц$, что значительно сокращает время получения экспериментальных данных.

Измеряя значения $|Z_{БТ}|$ на двух частотах $|Z_{БТ1}|$ и $|Z_{БТ250}|$ при различных состояниях биоткани и применяя выражение (1), можно получить соответствующие значения k_j .

В работе [7] приведены результаты сопоставления данных импедансометрии с объективной оценкой состояния тканей, полученной с помощью гистологических исследований, и приводится вывод о том, что метод импедансометрии позволяет определять параметр жизнеспособности тканей k_j , что и подтверждается гистологическими исследованиями.

Проведенные экспериментальные исследования дают необходимые исходные данные для разработки измерительного устройства и алгоритма его функционирования. Вариант построения алгоритма функционирования такого устройства приведен на рис. 4.

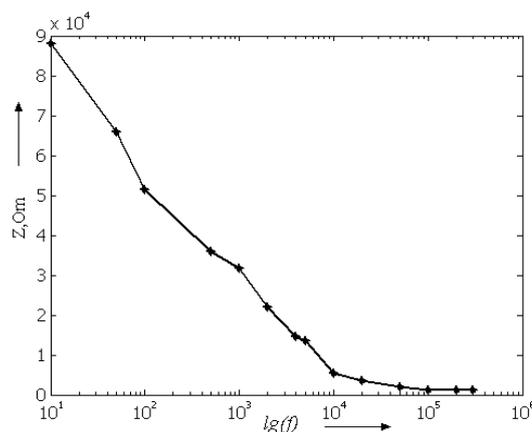


Рис.3. Зависимость модуля импеданса от частоты для побега растения «Алоэ»

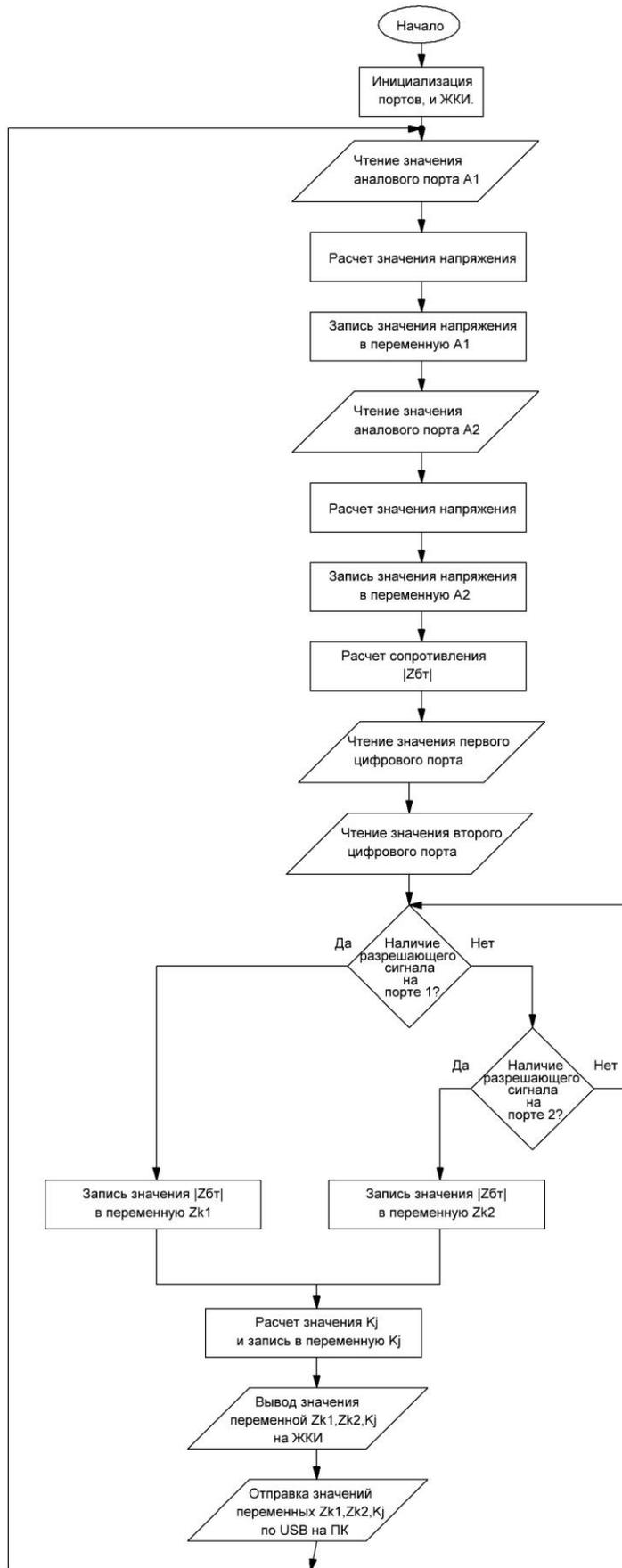


Рис. 4. Алгоритм работы программы

Согласно этому алгоритму все расчеты, необходимые для получения значений k_j , а также функция передачи полученных данных в компьютер реализуются в отдельном функциональном модуле. Модуль построен на базе платформы «Arduino Leonardo».

Платформы Arduino отличаются от известных прототипов простотой отладки программ, а также меньшей стоимостью.

Первая попытка использования платформ «Arduino» для решения задач импедансометрии биотканей была рассмотрена в работе [6], где использовалась платформа «Arduino Uno». В настоящей работе используется платформа «Arduino Leonardo», которая отличается удвоенным объемом оперативной памяти, повышенным числом цифровых и аналоговых портов ввода-вывода и увеличенным числом таймеров (до пяти).

В разработанном алгоритме предусматриваются два способа регистрации данных – на жидкокристаллическом (ЖК) индикаторе, который управляется микропроцессорным модулем и на который выводятся рассчитанные значения модулей импеданса $|Z_{BT1}|$ и $|Z_{BT250}|$, измеренные на двух частотах, и передача данных непосредственно в компьютер, где формируется файл экспериментальных данных.

Для повышения устойчивости работы приведенного алгоритма в проектируемое устройство вводятся функциональные узлы полосовых фильтров, настроенных на частоты $f_1 = 1\text{кГц}$ и $f_2 = 250\text{кГц}$ соответственно. Кроме того, как показывает опыт проведения экспериментальных исследований, в устройство целесообразно ввести цифровые семисегментные индикаторы, которые оперативно индицируют величины напряжений U_{R1} и U_{BT} . Для обеспечения работы этих индикаторов в схему устройства вводятся амплитудные детекторы $D1 \div D2$ соответственно в каналах измерения напряжений U_{R1} и U_{BT} на двух используемых частотах.

В разрабатываемом устройстве предусматривается наличие двух генераторов, формирующих измерительные сигналы двух частот $f_1 = 1\text{кГц}$ и $f_2 = 250\text{кГц}$. Во время работы устройства оператор устанавливает одну из двух рабочих частот с помощью переключателя П1. Информация о значении частоты кодируется двухпозиционным кодом «0» или «1» с помощью дополнительной группы контактов переключателя П1 и подается на входы цифровых портов состояния $D1$ и $D2$.

Сигналы, возникающие на исследуемом образце и токоограничивающем резисторе $R1$, подаются соответственно на аналоговые порты $A1$ и $A2$ цифрового модуля.

В соответствии с разработанным алгоритмом программная часть устройства работает в режиме мониторинга. После старта программы происходит инициализация портов ввода вывода, подключение стандартных библиотек, обеспечивающих работу ЖК индикатора и интерфейса USB.

Далее измеряется напряжение сигналов аналоговых портов $A1$ и $A2$ и рассчитывается величина $|Z_{BT}|$ модуля полного сопротивления исследуемого образца. Полученное значение записывается в переменную $Zk1$ или $Zk2$ в зависимости от состояния портов $D1$ и $D2$ соответственно. По полученным данным рассчитывается коэффициент k_j жизнеспособности и заносится в переменную k_j . Значения переменных выводятся на ЖК индикатор и отсылаются в компьютер, где формируется файл данных.

Выводы

В работе определены граничные значения частот сигналов обеспечивающих надежное измерение коэффициента жизнеспособности, а также граничные значения величин импедансов на примере анализа электрических свойств клеточной структуры растительной биоткани при ее неповрежденном состоянии. Предложен и рассмотрен вариант реализации автоматизированной системы сбора данных импедансометрии биотканей на базе микропроцессорной платформы «Arduino».

Дальнейшее развитие методов и средств импедансометрии целесообразно проводить в направлении расширения экспериментальных исследований электрических характеристик пораженных участков различных биотканей, для чего необходимо создать комплекс средств, позволяющих проводить систематические экспериментальные наблюдения пострадавших, проходящих реабилитацию в реальных медицинских учреждениях.

Список литературы:

1. 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.
2. Милюков В.Е., Полуниин С.В. Современные методы определения жизнеспособности мышечной ткани при выборе объема операции // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. – 2011. – №73. – 76 с.
3. Белик Д. В. Импедансная электрохирургия. – Новосибирск : Наука, 2000. – 237 с.
4. Тарусов Б.Н. и др. Биофизика. – Москва : Высш. шк., 1968.
5. Макарова М.С. БМП-109. Исследования электропроводности органов и биотканей, 10 Июнь, 2013 – 01:01. Режим доступа: ilab.xmedtest.net/?q=node/5559.
6. Kosin U. I., Leonidov V. I., Kravtsov A. V., Bobnev R. A. Device for measurement of biological tissue characteristics // TelecomRadEng.v76.i13.50, pages 1173-1179 DOI: 10.1615.
7. Бойко В.В., Кравцов А.В., Леонидов В.И., Бобнев Р.А., Исаев Ю.И., Козин Ю.И., Курбанов Т.А. Оценка жизнеспособности обожженных тканей методом импедансометрии // Харківська хірургічна школа. – 2018. – №3.

*Харьковский национальный
университет радиоэлектроники*

Поступила в редколлегию 05.08.2018