

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС
ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ ИЗМЕРЕНИЙ
БИОИМПЕДАНСА**

А. Ю. Грачев, О. В. Карпанин, Е. А. Печерская

**HARDWARE – SOFTWARE COMPLEX FOR AUTOMATED
BIOIMPEDANCE MEASUREMENTS**

A. Yu. Grachev, O. V. Karpanin, E. A. Pecherskaya

Аннотация. *Актуальность и цели.* Биоимпедансный анализ является одним из способов диагностики состава тела. Однако возможность его широкого практического применения ограничена методами измерений и метрологическими характеристиками средств измерений. В данной статье предложены способы минимизации инструментальных, методических и субъективных составляющих погрешности измерений биоимпеданса с помощью разработанного автоматизированного аппаратно-программного комплекса. *Материалы и методы.* В статье детально изложена структура аппаратной части автоматизированного комплекса, схемотехническое решение источника зондового тока, от реализации которого зависят методические и инструментальные погрешности результатов измерений. *Результаты.* На основе предложенной электрической эквивалентной модели исследуемого объекта в виде RC-цепей и моделирования процесса измерений в среде ElectronicsWorkbench достигнута минимизация методической погрешности измерения импеданса, обусловленной влиянием паразитной емкости исследуемого объекта. *Выводы.* Аппаратно-программный комплекс позволяет измерять биоимпеданс в автоматизированном режиме на частотах от 300 Гц до 2 МГц с основной относительной погрешностью, не превышающей $\pm 0,1$ %. Снижение случайной погрешности достигается многократными измерениями с последующей обработкой результатов измерений; субъективные погрешности исключены благодаря автоматизации измерений.

Ключевые слова: биоимпеданс, аппаратно-программный комплекс, метрологический анализ, источник тока, снижение погрешности.

Abstract. *Background.* Bioimpedance analysis is one of ways of diagnosing body composition. However, the possibility of its wide practical application is limited by metrological characteristics of measuring instruments. Ways to minimize tool, methodical and subjective components of bioimpedance measurement error using the developed automated hardware and software system are described. *Materials and methods.* The structure of the hardware of the computer-aided complex and circuit solution of the probe current source are offered in the article. Methodological and instrumental errors of the measurement results depend from the implementation of its. *Results.* The methodological errors of impedance measurement are minimized due to the proposed electrical equivalent model of the object in the form of RC – circuit simulation and model of measurement process in the Electronics Workbench. *Conclusions.* Hardware-software complex allows to measure bioimpedance in automatic mode at frequencies from 300 Hz to 2 MHz with the basic relative error not exceeding $\pm 0,1$ %. Except for the occasional error is achieved by multiple measurements with subsequent processing of measurement results; subjective errors are excluded due to automation of measurements.

Key words: bioimpedance, hardware-software complex, metrological analysis, current source, reducing errors.

Введение

Разработка современных методов диагностики и лечения – это задача, находящаяся на стыке различных научных направлений, таких как физика, медицина, химия, информатика, системный анализ, электроника. Биоимпедансный анализ (БИА) является одним из наиболее доступных в настоящее время методов клинического и амбулаторного анализа состава тела, в том числе объема жидкости (внеклеточной, внутриклеточной и жидких веществ, находящихся в связанном состоянии). По технико-экономическим показателям БИА сравним с такими распространенными методами исследований, как электрокардиография, дыхательная и реографическая диагностика. Благодаря возможностям анализа большого спектра физиологических параметров БИА способен дополнить клинические характеристики методов функциональной диагностики, а также заменить ряд сложных и дорогостоящих методов, основанных на разведении индикаторов, рентгеновской денситометрии и др. [1].

На современном этапе развития аппаратных и программных средств значительно расширились возможности применения биоимпедансного анализа, увеличился перечень как уже реализованных, так и перспективных применений. Однако до сих пор актуальными являются метрологические проблемы, связанные с точностью измерений. На это указывает и то, что существующая аппаратура не удовлетворяет современным требованиям по широкополосности представления амплитудно- и фазочастотной характеристик и быстродействию. Проведение измерений в реальных условиях сопряжено с наличием широкополосного помехового фона, значения которого на частотах, близких к частотам измерения, могут вносить погрешность, обусловленную влиянием непосредственно на кабели и элементы самой измерительной системы [2]. Таким образом, могут возникать погрешности определения биоимпеданса. Помимо этого, на пропуск неоднородностей в составе тела влияет количество измерительных частот (в существующей аппаратуре используется от трех до пяти значений частот, в единичных случаях больше), что недостаточно для выявления в исследуемом объекте слабо выраженных неоднородностей или анализа более сложных объектов [3].

Разработка методов локального анализа состава биотканей является наиболее перспективной. Биоимпедансные анализаторы с возможностью программирования набора измерений являются необходимой технической основой для реализации этого направления. Проблема локализации электродов и выбора схемы измерений биоимпеданса для заданного сегмента тела зачастую указывает на необходимость:

- осуществления математического анализа [4], включающего моделирование протекания токов в трехмерных объектах с неоднородной проводимостью и выполнения большого объема экспериментальных исследований;
- разработки специальных электродов, исключающих субъективную погрешность специалиста при их наложении [5].

В данной статье предложена структура аппаратной части комплекса, позволяющего проводить автоматизированные измерения биоимпеданса; детально рассмотрено устройство источника зондирующего тока и предложены способы стабилизации тока, втекающего в исследуемый объект; описано аппаратное решение минимизации методической погрешности измерений биоимпеданса, обусловленной влиянием паразитной емкости исследуемого объекта.

Структура аппаратно-программного комплекса автоматизированных измерений биоимпеданса

Предлагаемый аппаратно-программный комплекс автоматизированных измерений биоимпеданса дает возможность реализовать широкий комплекс методик для различных медицинских направлений. Одной из особенностей данного прибора является подключение к ЭВМ при проведении измерений, так как полноценное выполнение необходимых для профессиональной аппаратуры функций, таких как автоматические измерения и сохранение результатов в базе данных, отображение и вывод на печать информативных протоколов и графиков, невозможно без использования компьютера.

Метрологический анализ макета аппаратно-программного комплекса автоматизированных измерений биоимпеданса, рассмотренного в [6], позволил достичь снижения инструментальных, методических и субъективных погрешностей измерений. С целью автоматизации измерений разработано программное обеспечение, позволяющее управлять работой спектрометра, обрабатывать экспериментальные данные.

Рассмотрим детально структуру аппаратной части комплекса, представленную на рис. 1. Прибор конструктивно реализован в виде измерительного блока с подключаемой к нему системой электродов. Интерфейсный модуль обеспечивает взаимосвязь с персональным компьютером (ПК) по интерфейсу *USB*. Измерительный блок питается от сети переменного тока. Согласно требованиям по электробезопасности медицинских изделий в линиях обмена информацией и цепях питания реализована гальваническая развязка, что также позволяет заметно снизить влияние помех. Измерение происходит по тетраполярной схеме, поэтому к прибору подключаются два токовых и два потенциальных электрода. Подобная схема обеспечивает наиболее точное измерение тока и напряжения на объекте.

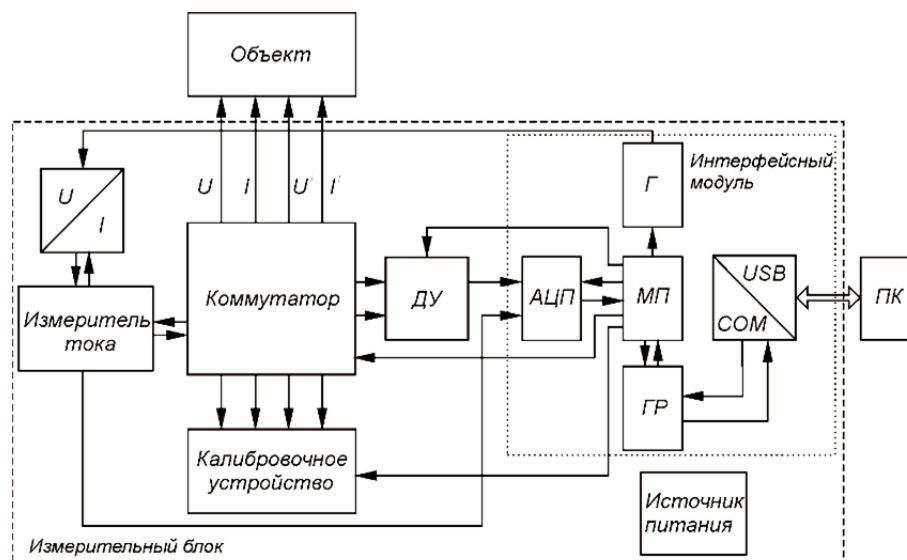


Рис. 1. Структурная схема биоимпедансного спектрометра:
ГР – гальваническая развязка; ДУ – дифференциальный усилитель;
Г – генератор; МП – микропроцессор

В отличие от многих стандартных измерителей импеданса, использование независимых источника тока и дифференциального усилителя позволяет работать с объектом, обладающим большим сопротивлением между токовыми и потенциальными электродами. Кожный покров тела создает именно такую специфику измерения импеданса. С целью расширения частотного диапазона и снижения погрешности применяются современные интегральные микросхемы фирмы *AnalogDevices*: микроконтроллер ADUC841, быстродействующие операционные усилители AD8156, дифференциальные усилители AD8130. Зондирующий ток синусоидальной формы задается цифровым синтезатором AD9834. В схеме используется метод прямого цифрового синтеза, обеспечивающий высокую точность задания и стабильность частоты, амплитуды и формы зондирующего тока. Для повышения точности на высоких частотах измеряется полусумма втекающего и вытекающего тока, что позволяет снизить влияние тока утечки через паразитную емкость тела относительно окружающего пространства. Перед каждым измерением производится автоматическая калибровка прибора по модели тела, составленной из прецизионных элементов. Значения комплексного коэффициента передачи измерительного канала, полученные в результате калибровки, используются для частотной коррекции результатов измерений импеданса, тем самым устраняя частотную нелинейность схемы. Прибор позволяет устанавливать и варьировать количество многократных измерений на каждой частоте от 1 до 16 раз, что позволяет снизить случайные погрешности измерений, в том числе методические, связанные с влиянием кровообращения и дыхания исследуемого организма. По результатам измерения импеданса рассчитываются параметры многоэлементной электрической модели объекта исследования, а также определяются параметры его математической модели.

По результатам измерений проводится косвенное определение импеданса $\bar{Z}$ на основе аппроксимации экспериментальных данных по модели Коула в соответствии с выражением

$$\bar{Z} = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau_z)^{\alpha}},$$

где R_{∞} – сопротивление на бесконечно большой частоте; R_0 – сопротивление на нулевой частоте; α – безразмерный параметр; τ_z – постоянная времени; ω – круговая частота.

Результаты измерений зависимости модуля импеданса от частоты наглядно показаны на рис. 2 в виде сплошных линий; пунктирными линиями показаны частотные зависимости угла сдвига фаз $\text{tg}\phi$. Для минимизации случайной погрешности проведены многократные измерения. На рис. 2 показан случай троекратных измерений, при этом имеет место высокая сходимость результатов измерений.

Разработанный биоимпедансный спектрометр обладает следующими техническими характеристиками:

- частотный диапазон: от 300 Гц до 2 МГц;
- амплитуда зондирующего тока: 1 мА;

- пределы измерения: 100 Ом, 1000 Ом;
- основная относительная погрешность измерений: $\pm 0,1 \%$;
- метод оценки состава тела – многочастотный.

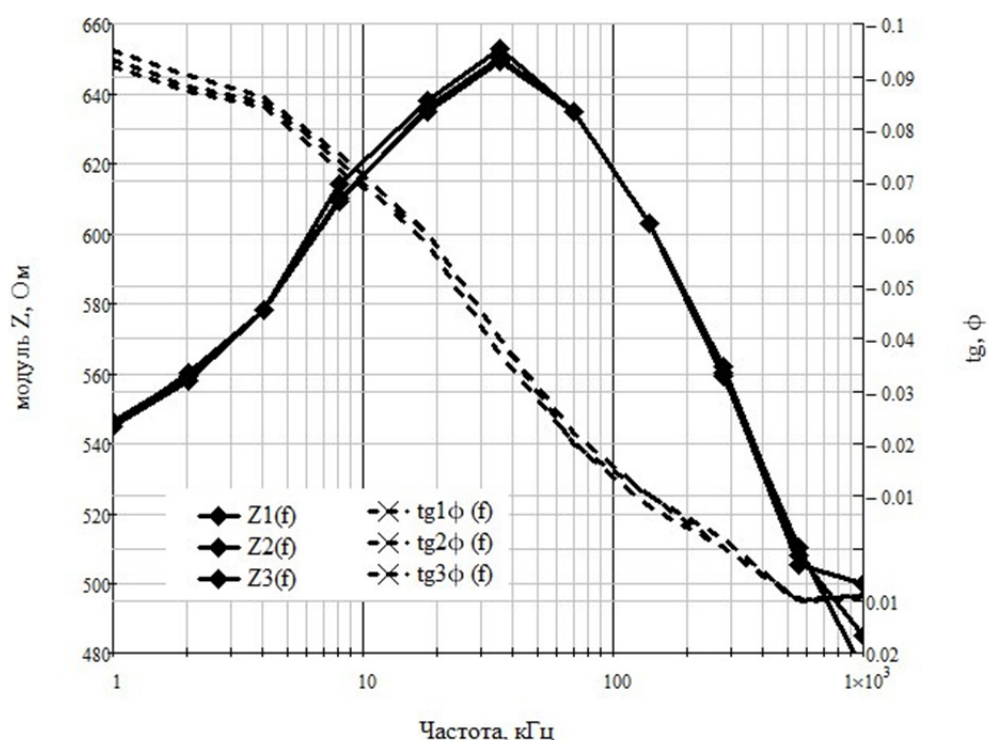


Рис. 2. Спектральные характеристики сегмента тела человека: зависимости модуля импеданса от частоты $Z(f)$ и зависимости угла сдвига фаз от частоты $\text{tg}\phi(f)$

Программное обеспечение позволяет:

- управлять аппаратной частью комплекса и выполнять автоматические измерения частотных характеристик биоимпеданса;
- отображать результаты текущих измерений характеристик биоимпеданса в графическом и табличном виде на экране монитора;
- сохранять результаты в базе данных для дальнейшего анализа и сопоставления;
- обрабатывать измеренные характеристики биоимпеданса по разработанным методикам;
- автоматически формировать отчет по результатам измерений и обработки экспериментальных данных.

Источник зондирующего тока для измерения биоимпеданса

Источник зондирующего тока является важнейшим компонентом биоимпедансного спектрометра – от его характеристик зависит точность, стабильность, воспроизводимость результатов измерений, частотный и динамический диапазон всего устройства.

В качестве зондирующего тока используют слабый переменный электрический ток, подводимый через наложенные электроды. При помощи других или тех же самых электродов регистрируется напряжение, появляющееся в результате прохождения тока через объект. По результатам набора таких измерений при различных комбинациях инжектирующих и измерительных электродов проводят реконструкцию распределения импеданса. В медицине биоимпеданс вызывает большой интерес отсутствием повреждающего воздействия зондирующего тока на биологические ткани при обследовании человека. Это снимает ограничение на частоту и длительность проведения обследований [7].

При проведении измерений нельзя применять постоянный ток и ток низкой частоты, поскольку в месте контакта электрода с кожей начинаются электрохимические реакции, и проводить измерения становится невозможно. Более того, постоянный ток силой более 100 мкА может вызвать серьезные повреждения, в то время как переменный ток частотой 10...100 кГц и силой до 5 мА не вызывает никаких биологических эффектов.

Известные схемотехнические решения, применяемые для технических измерений импеданса, не дают удовлетворительных результатов при измерении биоимпеданса, так как измерение сопротивления биологических тканей имеет свою специфику и требует применения ряда мер для повышения точности.

Первая причина, которая порождает ошибки формирования выходного тока – нелинейность характеристики преобразования «напряжение – ток». Величина этой нелинейности определяется выбранной схемой и качеством используемых компонентов. Если используются схемы с обратной связью на основе операционных усилителей (ОУ), то нелинейность будет зависеть от коэффициента усиления ОУ без обратной связи и коэффициента подавления синфазной составляющей. Так как эти параметры резко ухудшаются с ростом частоты, то источник, имеющий малую нелинейность преобразования на постоянном токе, на частоте 50...100 кГц будет вносить значительные нелинейные искажения. Выход из этой ситуации – обеспечить работу ОУ в преобразователе с нулевым или близким к нему напряжением между входами и в режиме максимально глубокой отрицательной обратной связи. Второй существенный фактор, ухудшающий качество источника тока – конечное выходное сопротивление $R_{\text{вых}}$. В идеале при изменении сопротивления нагрузки ток, создаваемый источником, должен оставаться неизменным, но на самом деле существует зависимость между током, проходящим через нагрузку, и напряжением на этой нагрузке. Отношение изменения напряжения на нагрузке $\Delta U_{\text{н}}$ к изменению тока $\Delta I_{\text{н}}$ и есть величина эквивалентного выходного сопротивления источника тока $R_{\text{вых}}$, определяемого выражением

$$R_{\text{вых}} = \frac{\Delta U_{\text{н}}}{\Delta I_{\text{н}}}.$$

Таким образом, был смоделирован управляемый напряжением источник тока, реализованный по схеме инвертирующего усилителя. Он выполнен на высокоскоростном операционном усилителе типа AD8056.

На рис. 3 изображена схема источника тока, управляемого переменным напряжением $U_{вх}$. Ток на выходе усилителя не зависит от сопротивления нагрузки. На вход схемы подается переменное напряжение амплитудой $U_{вх\,m} = 0,2$ В и частотой в диапазоне от 300 Гц до 2 МГц. Допущение, что входное сопротивление идеального операционного усилителя стремится к бесконечности, позволяет получить следующую формулу для определения тока I_2 через резистор R_2 :

$$I_2 = \frac{U_{вх} - U_1}{R_2}.$$

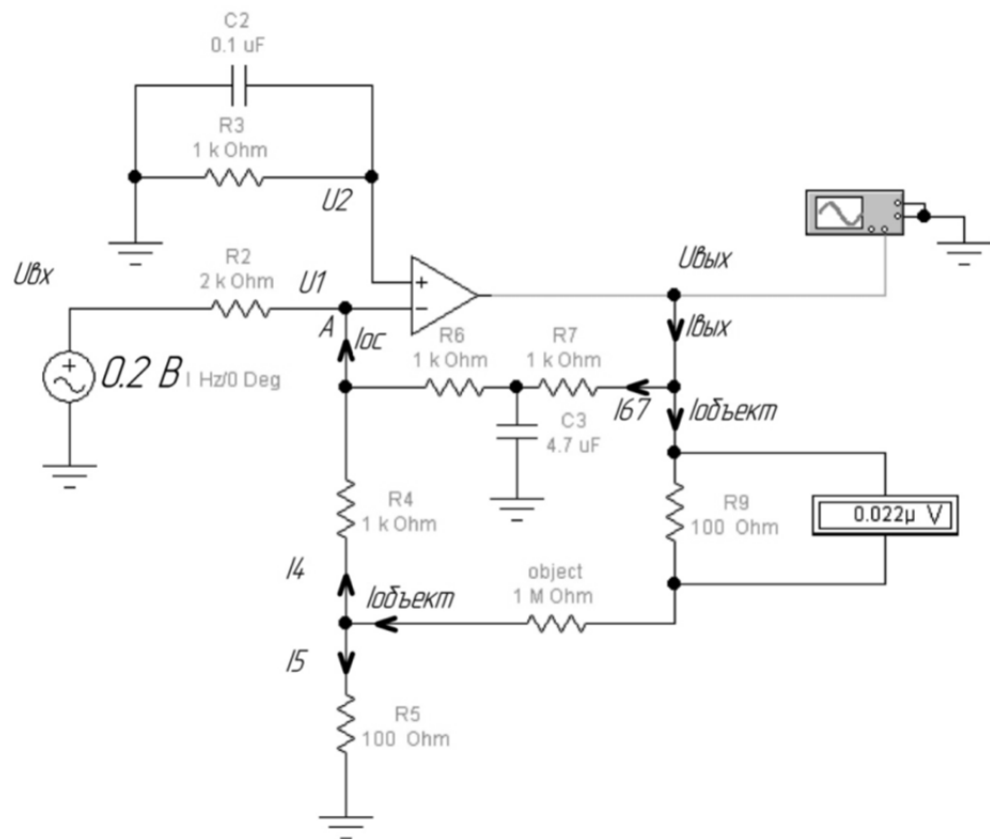


Рис. 3. Электрическая схема источника тока

Рассмотрим частные случаи работы источника тока в зависимости от сопротивления исследуемого объекта. В случае, если сопротивление объекта стремится к бесконечности, то цепь отрицательной обратной связи будет включать в себя последовательно соединенные сопротивления R_6 и R_7 . Та-

ким образом, ток отрицательной обратной связи становится равным току I_2 . При этом напряжение на выходе $U_{\text{вых}}$ определится по формуле:

$$U_{\text{вых}} = (R_6 + R_7)I_2.$$

Если сопротивление исследуемого объекта является конечным и соизмеримо с суммой сопротивлений $R_6 + R_7$, то сопротивление отрицательной обратной связи будет определяться сопротивлениями резисторов R_4 , R_5 , R_6 , R_7 , R_9 и сопротивлением исследуемого объекта.

На низкой частоте источник формирует переменный ток амплитудой 0,5 мА, а с повышением частоты амплитуда увеличивается до 1 мА. Это сделано для уменьшения перегрузки микросхемы AD8056 на низкой частоте, когда сопротивление образца велико, а значит, для поддержания нужной силы тока требовалось бы большое напряжение на образце. В противном случае микросхеме не хватило бы динамического диапазона для поддержания нужной силы тока. При прохождении тока частотой, большей частоты среза RC фильтра, образованного конденсатором C3 и сопротивлением R6, равной $f_{\text{ср}} = 1/(2\pi RC) = 33$ кГц, часть тока начинает уходить на землю, не доходя до инвертирующего выхода. Таким образом, увеличивается коэффициент усиления операционного усилителя и возрастает напряжение на выходе, тем самым увеличивая ток через объект.

В цепи обратной связи также включены низкоомные резисторы R_5 и R_9 , которые, по сути, являются датчиками вытекающего и втекающего тока соответственно. Разность потенциалов на этих резисторах в дальнейшем подается на входы суммирующего дифференциального усилителя и через АЦП подается на микроконтроллер для дальнейшей обработки.

Моделирование схемы в программе *ElectronicsWorkbench* позволило добиться стабильного значения тока на выходе, меняющегося только от частоты входного напряжения.

Анализ влияния паразитной емкости тела пациента при измерении биоимпеданса

Погрешность измерения – это отличие измеренного значения физической величины от истинного. Истинное значение импеданса биообъекта неизвестно, поэтому погрешности биоимпедансных анализаторов приходится оценивать по измерениям эквивалентов биообъектов, а также сравнивая результаты измерений одного и того же биообъекта, полученные с помощью приборов разных типов. Еще один возможный источник информации о погрешностях – отличие измеренных частотных характеристик биоимпедансных параметров от предсказываемых на основе проверенных теоретических моделей.

Известно, что погрешности измерения по источникам возникновения подразделяются на методические, инструментальные, внешние и субъективные. Субъективные погрешности являются следствием ошибок оператора. Высокая степень автоматизации биоимпедансных анализаторов практически исключает ошибки при считывании результатов и выполнении промежуточ-

ных расчетов. Однако причиной возможных субъективных ошибок является неправильная установка электродов. Инструментальные погрешности обусловлены характеристиками применяемых средств измерений. Эти погрешности возникают по следующим причинам: погрешности образцовых импедансов, используемых при калибровке, температурная и временная нестабильность значений тока генератора и параметров измерительного тракта, погрешности детекторов, связанных с их нелинейностью и инерционностью, погрешности аналого-цифрового преобразования и вычисления. Влияние большинства этих факторов в современной электроизмерительной аппаратуре может быть сведено до пренебрежимо малого уровня. Внешние погрешности являются следствием действия внешних по отношению к измерительному прибору причин. Методические погрешности возникают вследствие неполного учета параметров эквивалентной схемы измерительной цепи при проведении измерения. Методология использования функционального и метрологического анализа применительно к автоматизированным измерительным системам изложена в работах [8–10].

Одним из наиболее значимых факторов при измерении биоимпеданса на высоких частотах является паразитная емкость, создаваемая телом пациента и окружающей средой, что приводит к методической погрешности. Для ее анализа целесообразно представление объекта биоимпедансных исследований в виде эквивалентной электрической модели, которая представляет собой сложную систему соединенных параллельно-последовательным способом цепей из сопротивлений и емкостей. Так как подключение измерительных электродов производится к крайним точкам всей системы, то вследствие паразитных утечек тока на землю, протекающий ток и напряжение могут регистрироваться некорректно. На точность измерения оказывает влияние положение объекта исследований в пространстве относительно других объектов.

Так же токи утечки могут протекать через силовой трансформатор блока питания на нулевой провод электросети. Любой трансформатор имеет емкостную связь между первичной и вторичной обмотками. Типовое значение паразитной емкости – около десятков пикофарад. На низких частотах сопротивление такого конденсатора велико, и погрешность, вносимая им, пренебрежимо мала. Но на частотах выше 1 МГц сопротивление становится довольно низким согласно известной формуле $X_c = \frac{1}{2\pi fC}$, следовательно, ток,

протекающий через емкость, будет значительным по отношению к измеряемому току.

На рис. 4 приведены результаты моделирования работы источника тока в среде *ElectronicsWorkbench*. Фазочастотная характеристика (ФЧХ), полученная по этой схеме измерения, представлена на рис. 5, откуда следует, что на частотах более 150 кГц происходит сильная утечка тока через паразитную емкость.

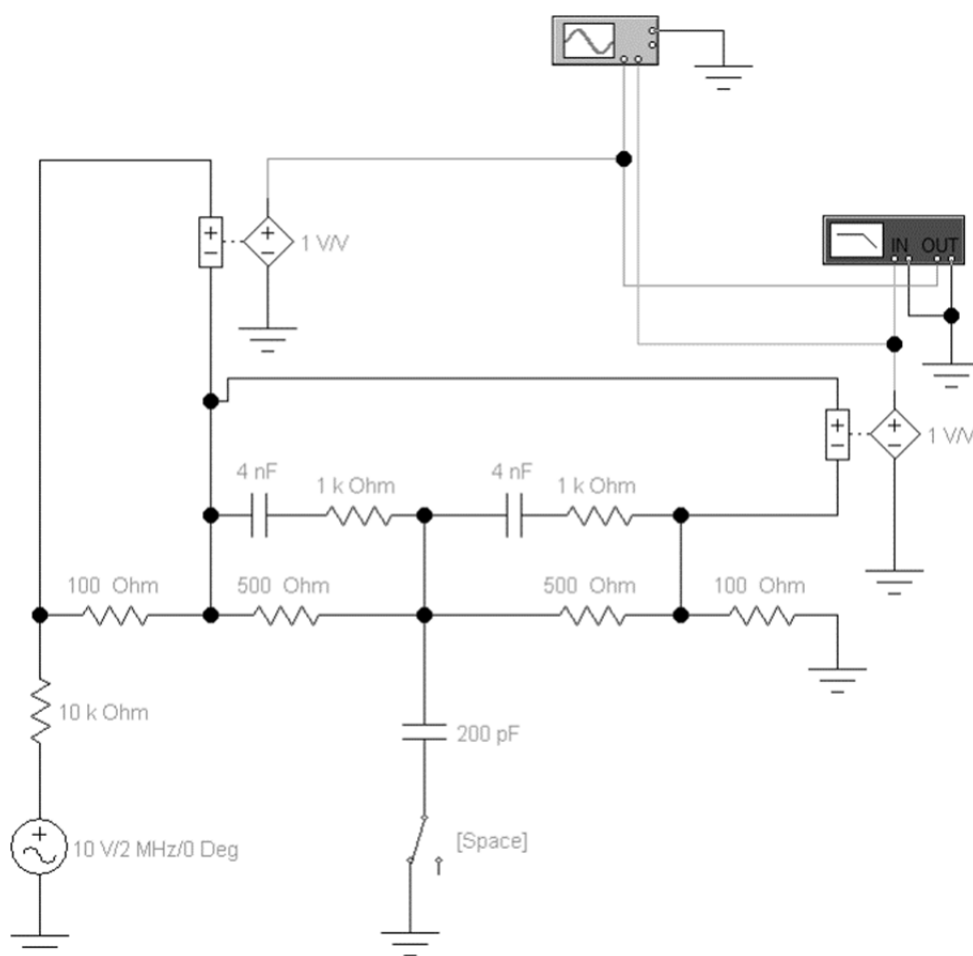


Рис. 4. Результаты моделирования работы источника тока в среде *ElectronicsWorkbench*

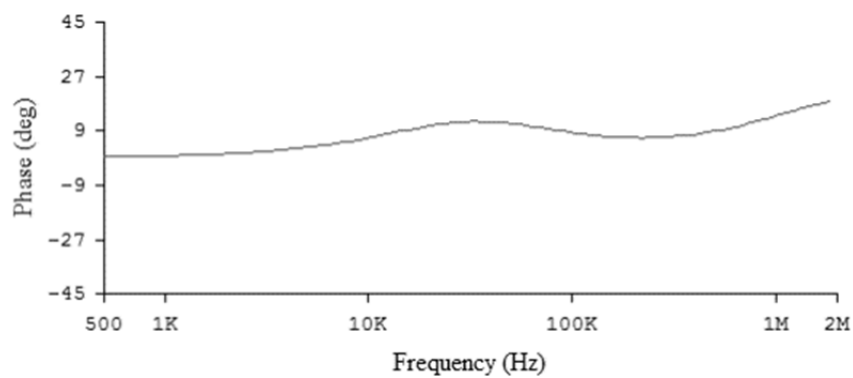


Рис. 5. ФЧХ в случае влияния паразитной емкости при измерении втекающего в объект тока

Для уменьшения влияния токов утечки на точность измерений авторами предложено использовать схему, на которой, помимо регистрации только

Это позволит аппаратно минимизировать влияние токов утечки внутри измерительного блока на конечный результат. Симуляция режима измерений распределенного (состоящего из нескольких RC -цепей, соединенных последовательно и имеющих емкостную связь с точкой нулевого потенциала) объекта в программе *ElectronicsWorkbench* показала, что суммирование втекающего и вытекающего токов позволит компенсировать утечки тока на землю внутри объекта. На рис. 6 показана схема источника тока, в котором измеряется сумма входящего и выходящего токов, в результате чего происходит взаимная компенсация сдвига ФЧХ на высоких частотах. С помощью потенциометра, представляющего делитель напряжения с плавной регулировкой, можно регулировать пропорции токов. Так, в нижнем положении движка коэффициент передачи $K = 0$, а в верхнем положении движка $K = 1$. Результаты моделирования показали, что оптимальное соотношение является таким: 60 % – входящий ток и 40 % – выходящий, поскольку при этом ФЧХ (рис. 7) получается максимально схожей с ФЧХ, полученной при отключенных паразитных конденсаторах, что соответствует отсутствию паразитной емкости исследуемого объекта.

106

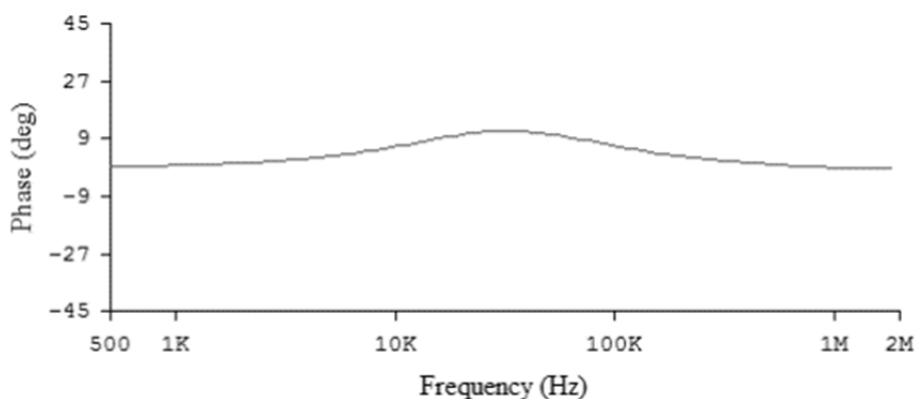


Рис. 7. ФЧХ при измерении суммы втекающего тока (60 %) и вытекающего (40 %) тока

Заключение

Предложена структура аппаратно-программного комплекса для автоматизированных измерений биоимпеданса с основной относительной погрешностью, не превышающей $\pm 0,1$ %. Функциональный и метрологический анализ аппаратной части позволил выявить и систематизировать причины возникновения методических и субъективных погрешностей результатов измерений. Минимизация субъективной погрешности достигнута посредством автоматизации измерительных процедур и обработки результатов измерений. Интерпретация объекта измерений в виде эквивалентной электрической модели и моделирование процесса измерений в среде *ElectronicsWorkbench* позволили усовершенствовать схемотехническую реализацию источника зондирующего тока с целью исключения методической погрешности, обусловленной влиянием паразитной емкости объекта исследований. Инструментальную погрешность предложено минимизировать посредством проведения автоматической калибровки. Аппаратно-программный комплекс может быть использован при проведении биоимпедансной диагностики состава тела.

Библиографический список

1. Геращенко, С. М. Оценка параметров линейных динамических моделей биологических тканей / С. М. Геращенко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Физико-математические науки. – 2008. – № 3. – С. 63–70.
2. Биоимпедансный метод определения состава тела / Г. Г. Иванов, Э. П. Балугев, А. Б. Петухов, Д. В. Николаев, В. Е. Дворников, Л. В. Котлярова, Н. В. Этеева, И. Г. Байрак // Вестник РУДН. Сер.: Медицина. – 2000. – № 3. – С. 66–73.
3. Мосийчук, В. С. Широкополосный измеритель биоимпеданса с адаптивным выбором сетки частот / В. С. Мосийчук, Г. В. Тимошенко, О. В. Шарпан // Вестник Национального технического университета Украины. Сер.: Радиотехника и радиоаппаратура. – 2014. – № 57. – С. 143–148.
4. Печерская, Е. А. Математические модели предметной области при исследовании параметров материалов нано- и микроэлектроники / Е. А. Печерская // Университетское образование : сб. ст. XV Междунар. науч.-метод. конф., посвящ. 50-летию полета первого космонавта Ю. А. Гагарина. – 2011. – С. 436–438.

5. Николаев, Д. В. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д. В. Николаев, А. В. Смирнов, И. Г. Бобринская, С. Г. Руднев. – М. : Наука, 2009. – 392 с.
6. Соколовский, Ю. А. Автоматизированный учебный стенд «Измерение импеданса биологических объектов» / Ю. А. Соколовский, О. В. Карпанин // Университетское образование : сб. ст. XVII Междунар. науч.-метод. конф., посвящ. 70-летию образования университета. – 2013. – С. 411–412.
7. Эквивалентные электрические модели биологических объектов / А. Л. Зуев, В. Ю. Мишланов, А. И. Судаков, Н. В. Шакиров, А. В. Фролов // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1 (55). – С. 110–120.
8. Печерская, Е. А. Методики принятия решений как составная часть интеллектуальной системы поддержки исследований материалов функциональной электроники / Е. А. Печерская, А. В. Бобошко, В. А. Соловьев // Инновации на основе информационных и коммуникационных технологий. – 2011. – № 1. – С. 229–231.
9. Печерская, Е. А. Применение методологии функционального и метрологического анализа к качеству исследования материалов микро- и нанoeлектроники / Е. А. Печерская // Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения. – 2007. – Т. 7, № 2. – С. 94–98.
10. Печерская, Е. А. Метрологический анализ установки для измерений электрофизических свойств сегнетоэлектрических образцов с линейными размерами микрометрового диапазона / Е. А. Печерская // Нано- и микросистемная техника. – 2007. – № 12. – С. 43–47.

Грачев Андрей Юрьевич
студент,
Пензенский государственный
университет
E-mail: nauka-fpите@mail.ru

Grachev Andrey Yurievich
student,
Penza State University

Карпанин Олег Валентинович
доцент,
кафедра нано- и микроэлектроники,
Пензенский государственный
университет
E-mail: micro@pnzgu.ru

Karpanin Oleg Valentinovich
associate professor,
sub-department of nano-
and microelectronics,
Penza State University

Печерская Екатерина Анатольевна
доктор технических наук,
кафедра нано- и микроэлектроники,
Пензенский государственный
университет
E-mail: pea1@list.ru

Pecherskaya Ekaterina Anatolyevna
doctor of technical sciences,
sub-department of nano-
and microelectronics,
Penza State University

УДК 621.37, 615.47.144

Грачев, А. Ю.

Аппаратно-программный комплекс для автоматизированных измерений биоимпеданса / А. Ю. Грачев, О. В. Карпанин, Е. А. Печерская // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2017. – № 1 (21). – С. 96–108.