

## АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ИМПЕДАНСОМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК

*Мешкова К.Е.*

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,  
г. Минск, Республика Беларусь*

*Научный руководитель: Давыдов М.В. – к. т. н, доцент*

**Аннотация.** Описываются методы и способы исследования импедансометрических характеристик биологических тканей и объектов. Для исследования применяются программные обеспечения и аппаратные системы, а также их комплексы.

**Ключевые слова:** импеданс, комплекс, метод, биологический объект

**Введение.** Импедансометрические характеристики используются в медицине для оценки состава биологических объектов и тканей. Импедансометрический метод измерения основан на пропускании слабого электрического тока через биологический объект и измерении импеданса, его составляющих, удельной электропроводности и относительной диэлектрической проницаемости. Путем анализа импедансометрических данных, врачи могут определить разнообразные поражения пульпы зуба, патологии ушей, уровень жидкости в организме, массу мышц и жировую ткань, а также общее состояние здоровья пациента.

В данной статье автором рассмотрены комплексы для проведения исследований импедансометрических характеристик в медицине. Установлено, что для достижения высокой точности результатов требуется анализ нескольких импедансометрических характеристик и учет биологических параметров объекта.

**Основная часть.** Определение импеданса используется для диагностики внешнего дыхания [1,2]. В рассмотренном способе диагностики проводят определение импедансометрических характеристик с помощью электроимпедансной спирографии, в которой используют биполярный метод поличастотной импедансометрии [3]. Для высокой достоверности диагностики определяют модульные значения импеданса ( $|Z|$ ) и фазового угла ( $\varphi$ ) переменного электрического тока малой мощности во время ингаляции 0,9% раствора хлорида натрия.

«БИА-лаб Спиро» – программно-аппаратный комплекс из измерительного блока, двух электродов, генератора переменного электрического тока и моста Уитстона. В качестве измерительного блока используется ноутбук. Первый объединенный электрод помещается на грудную клетку пациента по средней подмышечной линии, второй объединенный электрод располагается в мундштуке, соединенном с ингалятором, который предварительно заправляется 0,9% раствором хлорида натрия. Через 1-2 минуты от начала ингаляции при непрерывном наблюдении за показателями импеданса на частоте 20 кГц запускают запись измерений. В течение 18 секунд программа ЭВМ проводит поличастотное зондирование легких и дыхательных путей пациента на 20, 98, 1000, 5000, 10000 и 20000 Гц, записывая по 576000 измерений амплитуды сигнала на каждой частоте, на основе которых вычисляются анализируемые параметры. Полученные данные помещаются в отдельные файлы. Все записи полученных результатов автоматически помещаются в отдельную электронную папку, названную по фамилии пациента, включающую 37 файлов и рассчитываются значения спирометрических показателей по формулам соответствия.

По сравнению с ранее использовавшимися методами разработанный комплекс проводят измерения с точностью до 1%. Достигается измерением не только модуля, но и фазы биоэлектрического импеданса. Помимо описанного производится поличастотное электрическое исследование не только дыхательных путей, но и грудной стенки,

плевральных листков, а также паренхимы легких в области наложения пластин первого объединенного электрода, что позволяет выявлять характеристики микроциркуляции малого круга кровообращения и состояние альвеолярно-капиллярной мембраны.

Немного позднее предложено и разработано устройство, превосходящее «БИА-лаб Спиро» в скорости обработки сигнала и чувствительности за счет скоростного АЦП [4]. Кроме этого, АЦП и генератор могут управляться с компьютера.

Для измерения массы тела применяют метод регистрации биоэлектрического импеданса [5]. Ранее существовал метод измерения массы висцерального жира способом анализа изображения, использующего томографическое изображение брюшной полости, сфотографированной с применением рентгеновской компьютерной томографии (СТ) или магниторезонансного изображения (MRI). Такой способ имеет недостатки во времени экспозиции и крупногабаритности установки.

Устройство измерения подкожного и висцерального жира состоит из опоры электродов для брюшной полости и по 2 электрода на каждую конечность. Применение опоры электродов позволяет прижимать электроды к телу пациента с постоянной силой при удовлетворительной повторяемости в присоединенном состоянии, безболезненном для пациента. Кроме этого, опора имеет присоединительное устройство, что позволяет использовать независимо от длины окружности тела человека.

Регистрация изменений электрических параметров биологических тканей является возможным решением в процессе криодействия [6]. Определение границ зоны криодеструкции и температуры охлаждения одна из проблем вследствие индивидуальных особенностей ткани. С целью определения образования ледяных структур внутри биологической ткани во время криодеструкции разработан томографический метод исследований на основе регистрации разности потенциалов между электродами. Метод включает программно-аппаратный комплекс с использованием пакета прикладных программ MATLAB, Octave, EIDORS и измерительного оборудования: измерителя RLC (GW Instek LCR-7810G) и измерительного модуля АЦП E20-10.

Программная часть метода реализована в многопоточном режиме с одновременным чтением промежуточных томографических измерений на определение уровня шума и построения модели. Модель строится с помощью генератора сетки Netgen 5.3 в среде MATLAB R2021b. Для пакета EIDORS устанавливаются начальные параметры по алгоритму Гаусса-Ньютона. Алгоритм описывается следующим уравнением (1):

$$x = (J^T W J + \lambda^2 R)^{-1} J^T W y = B y \quad (1)$$

где  $x$  – распределение проводимости;  $J$  – матрицы чувствительности (якобиан);  $W$  – точность измерения модели;  $\lambda$  – значение гиперпараметра;  $R$  – матрица регуляризации;  $y$  – разница напряжений между однородным (начальным состоянием) и неоднородным (измененным) состоянием. Во время построения модели программа считывает промежуточные томографические измерения для исключения низкой мощности полезной части сигнала по сравнению с уровнем шума.

На основе данных моделирования разработано устройство управления процессом электроимпедансной томографии при замораживании биологических тканей (рисунок 1).

