

ИЗМЕРИТЕЛЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

А. В. Ростокин

Гомельский государственный технический университет

им. П. О. Сухого, Республика Беларусь

При исследовании свойств живых организмов часто требуются погруженные зонды, предназначенные для измерения электрических потенциалов или импедансных свойств ткани. Электрические свойства кожи, жировой и мышечной ткани существенно зависят от медико-биологического состояния организма и контроль этих свойств позволяет сделать необходимые медицинские выводы. Особенность живой ткани с точки зрения ее импедансных свойств состоит в том, что кожа и мышечная ткань, имеющие близкие электрические параметры диэлектрической проницаемости ϵ_r , проводимости σ и тангенса угла потерь p , обладают, в тоже время, совершенно уникальными свойствами на низких частотах. Так их диэлектрическая проницаемость на частотах ниже 100 Гц может составлять 10^5 и более, а угол потерь стремится к 90° [1]. Поэтому на низких частотах исследования проводят в объеме жировой ткани, имеющей менее выраженные дисперсионные свойства. Для этого измерительные зонды размещают так, чтобы их контактная часть размещалась только в исследуемом объеме (рис. 1).

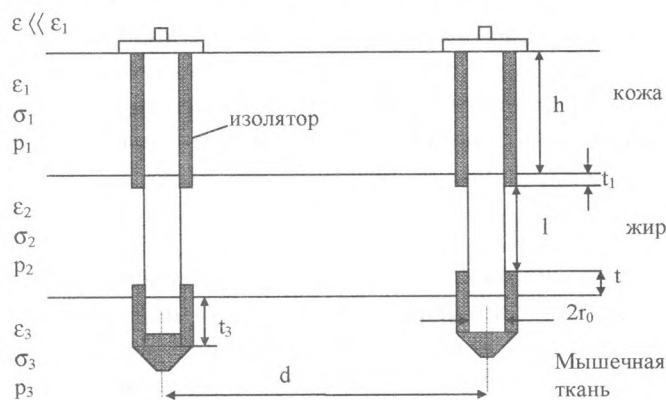


Рис. 1. Размещение электродов в биологической ткани

Для исключения возможных ориентированных свойств жировой ткани в измерителе необходимо использовать две пары электродов, размещаемых в ортогональных плоскостях.

Емкость уединенного электрода $C = C_1 + C_2 + C_3$, где C_1 и C_3 – емкости верхней и нижней частей, покрытых изолятором, C_2 – емкость контактной части. Согласно [2]:

$$C_2 = 4\pi\epsilon_0 \left[\ln \frac{l^2 a}{r_0^2} + \sum_{k=1}^n k^n \frac{(1 + \frac{a}{n})(1 + \frac{b-2}{n})}{(1 + \frac{b}{n})(1 + \frac{a-2}{n})} \right]^{-1}, \quad (1)$$

где $a = \frac{3l + 4t_1}{4h}$, $b = \frac{l + 4t_1}{4h}$, $k = \frac{\epsilon_1 - \epsilon_2}{\epsilon_1 + \epsilon_2}$.

Емкости C_1 и C_3 можно рассчитать также используя подобные формулы, но C_2 для нас имеет определяющее значение, т.к. только эта емкость определяет резистивную проводимость между электродами.

$$Y_R = \frac{C_2 + C_{22}}{\varepsilon_2 \varepsilon_0} \sigma_2. \quad (2)$$

Здесь C_{22} – взаимная емкость электродов:

$$C_{22} = \left(\frac{2lr_0}{d} + r_0 \ln \frac{\sqrt{2lr_0}}{d} \right) \varepsilon_2 \varepsilon_0. \quad (3)$$

Тогда проводимость на частоте f между электродами:

$$Y = Y_R + Y_C = \left(\frac{\sigma_2}{\varepsilon_0 \varepsilon_2} + j\omega \right) (C_2 + C_{22}) + j\omega (C_1 + C_3). \quad (4)$$

Соотношение (4) разрешимо относительно σ_2 после измерения Y или величины импеданса $z = 1/Y$. Значение диэлектрической проницаемости ε_2 комплексно $\varepsilon_2 = |\varepsilon_2| e^{j\varphi_2}$. Для жировой ткани $|\varepsilon_2| = 7.5$; $\sigma_2 = 0.033$ и на низких частотах $p_2 = \varepsilon_0 \varepsilon_2 \omega / \sigma_2 \ll 1$ для здоровой биологической ткани. При насыщении жировой ткани кровью σ_2 резко возрастает, растет Y_R и это значение может быть легко измерено.

Для измерения полного сопротивления по переменному току применим метод сравнения падения напряжения на неизвестном импедансе Z_X с падением напряжения на известном активном сопротивлении R , которые включены в последовательную цепь, подключенную к высокостабильному генератору гармонических колебаний с минимально возможным коэффициентом нелинейных искажений.

Тогда модуль неизвестного полного сопротивления можно определить из условия равенства токов в последовательной цепи:

$$U_R/R = U_{Z_X}/Z_X; Z_X = RU_{Z_X}/U_R$$

где: U_{Z_X} – падение напряжения на Z_X , U_R – падение напряжения на R .

Для определения аргумента неизвестного импеданса необходимо также знать значение напряжения, приложенного к последовательной цепи. Для этого измеряется напряжение генератора U_g под нагрузкой, в качестве которой выступают последовательно соединенные R и Z_X . Тем самым исключаются погрешности, обусловленные падением напряжения на внутреннем сопротивлении генератора гармонических колебаний, а также связанные с изменением температуры окружающей среды.

Фаза напряжения на активном сопротивлении совпадает с фазой тока в последовательной цепи. Если в последовательной цепи индуктивная нагрузка, то фаза напряжения на ней опережает фазу тока в цепи, если емкостная – наоборот.

Аргумент φ комплексного сопротивления определим по теореме косинусов:

$$\cos \varphi = \frac{U_g^2 - U_R^2 - U_{Z_X}^2}{2U_R U_{Z_X}} \quad \text{или} \quad \varphi = \arccos \left(\frac{U_g^2 - U_R^2 - U_{Z_X}^2}{2U_R U_{Z_X}} \right). \quad (5)$$

Нужно отметить, что все напряжения в представленных формулах должны быть одной категории – либо это все амплитуды синусоидального напряжения, либо это все действующие значения напряжения гармонического сигнала, либо это все средние значения результата двухполупериодного выпрямления (которые пропорциональны по уровню соответствующим амплитудам синусоидального напряжения).

Можно также рассчитать составляющие комплексного сопротивления:

$$R_X = Z_X \cdot \cos \varphi, \quad X_X = \sqrt{Z_X^2 - R_X^2}. \quad (6)$$

При измерении с помощью данного метода наиболее точные результаты получаются, когда значение модуля Z_x близко к значению известного активного сопротивления R , т. е. для минимизации погрешности измерения, значения R и Z_x должны быть одного порядка.

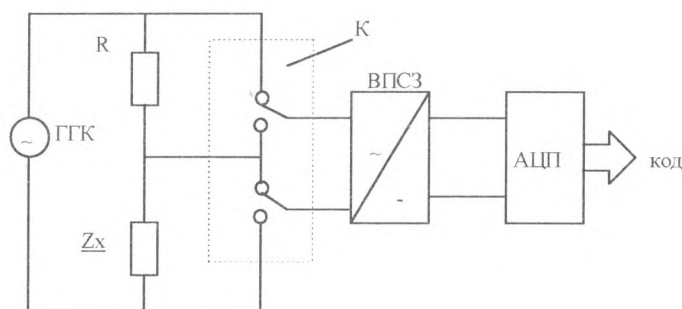


Рис. 2. Структурная схема прибора

Структурная схема измерителя изображена на рис. 2 и состоит из следующих основных блоков: генератор гармонических колебаний – ГГК, коммутатор – К, прецизионный выпрямитель и преобразователь среднего значения – ВПСЗ, аналого–цифровой преобразователь – АЦП.

Генератор гармонических колебаний состоит из задающего генератора и генератора тока. Задающий генератор представляет собой мультивибратор и делитель частоты на два. Такое построение схемы генератора дает возможность формировать импульсы с равными полупериодами и амплитудной стабильностью, определяемой стабильностью питающего напряжения. Прямоугольные импульсы с заданной частотой подаются на генератор тока и далее на последовательную цепь из известного активного сопротивления R и неизвестного полного сопротивления Z_x .

Каждое из поочередно взятых напряжений U_R , U_{Zx} , U_T подается на ВПСЗ, где они с помощью выпрямителя преобразуются в однополярное пульсирующее напряжение, из которого тут же с помощью фильтра низких частот выделяется среднее значение напряжения за период, т.е. постоянная составляющая.

Далее, полученное постоянное напряжение подается на аналоговый вход АЦП. АЦП преобразовывает входной аналоговый сигнал в выходной цифровой восьмиразрядный код, который через порт ввода ОЭВМ записывается в соответствующий регистр памяти ОЭВМ и производятся все необходимые вычисления модуля и аргумента комплексного сопротивления или проводимостей Y_R и Y_C .

Аналогичная процедура измерений выполняется по другой паре ортогональных электродов. Оба результата или их среднее значение индицируется для визуального наблюдения.

Модуль электродов выполняется в виде отдельного блока, сами электроды съемные или одноразовые. Геометрические размеры модуля электродов: $2r_0 = 1$ мм, $l = 3$ мм, $h + t_1 = 5$ мм, $t_2 + t_3 = 5$ мм, $d = 30$ мм. Измерения проводятся на частоте 75 Гц. Экспериментальная отработка предложенного принципа измерений на моделях подтвердила правильность выбранных решений.

Основное применение разработанного прибора – судебно-медицинская экспертиза и обнаружение скрытых кровоизлияний в подкожную жировую ткань.

Литература

1. Кинг Р., Смит Г. Антенны в материальных средах. – М.: – Радио и связь, 1984. – Т. 1. – 416 с.
2. Гликман И.Я., Русин Ю.С. Расчет характеристик элементов цепей РЭА. – М.: Сов. Радио, 1976. – 160 с.