

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в урологии, нефрологии, в частности для определения почечной недостаточности, а также в кондуктометрии для измерения удельной электрической проводимости растворов электролитов контактными четырехэлектродными датчиками.

Известно кондуктометрическое устройство [1] с использованием дифференциального метода измерения, содержащее синхронный детектор, дифференциальный усилитель, два датчика. Недостатком данного устройства является сложность автоматизации процесса калибровки, низкая точность измерения.

Известны кондуктометрические устройства [2] для измерения электрической проводимости кондуктометрического датчика в составе эталона удельной электрической проводимости. Основным узлом системы является многоконтурная измерительная цепь со смешанным (статическим и астатическим) регулированием. Эти приборы обеспечивают высокую точность и помехоустойчивость, однако, наличие громоздких регулирующих элементов и систем уравнивания существенно усложняет конструкцию этих приборов.

Наиболее близким к заявляемому по технической сущности является устройство [3] для измерения электрического сопротивления биологической жидкости, содержащее задающий генератор напряжения, измерительный датчик с двумя потенциальными и двумя токовыми электродами, первый из токовых электродов подключен к первому выходу задающего генератора напряжения, а второй - к преобразователю ток-напряжение, второй вывод которого соединен с общим проводом устройства, а также последовательно соединенные аналого-цифровой преобразователь и блок вывода информации.

Недостаток устройства заключается в том, что его выполнение требует больших аппаратных затрат.

Задачей изобретения является создание такого устройства, в котором путем введения четырех двухпозиционных аналоговых электронных ключей, применения в качестве задающего генератора напряжения генератора прямоугольных импульсов, а также использования в качестве преобразователя ток-напряжение калиброванного резистора обеспечивается упрощение устройства.

Поставленная задача решается тем, что в устройство для измерения электрического сопротивления биологической жидкости, содержащее задающий генератор напряжения, измерительную ячейку с двумя потенциальными и двумя токовыми электродами, первый из токовых электродов подключен к первому выходу задающего генератора напряжения, а второй - к преобразователю ток-напряжение, второй вывод которого соединен с общим проводом устройства, а также последовательно соединенные аналого-цифровой преобразователь и блок вывода информации, согласно изобретению, введены четыре двухпозиционных электронных ключа, входы управления которых соединены между собой и подключены ко второму выходу задающего генератора напряжения, неподвижный нормально-замкнутый контакт первого ключа соединен с неподвижным нормально-разомкнутым контактом второго ключа и первым потенциальным электродом, неподвижный нормально-замкнутый контакт второго ключа соединен с неподвижным нормально-разомкнутым контактом первого ключа и вторым потенциальным электродом, неподвижный нормально-замкнутый контакт третьего ключа соединен с неподвижным нормально-разомкнутым контактом четвертого ключа и вторым токовым электродом, неподвижный нормально-замкнутый контакт четвертого ключа и неподвижный нормально-разомкнутый контакт третьего ключа соединены с общим проводом устройства, подвижные контакты первого и второго ключей подключены к дифференциальным входам для опорного напряжения аналого-цифрового преобразователя, а подвижные контакты третьего и четвертого ключей подключены к дифференциальным входам для преобразуемого напряжения аналого-цифрового преобразователя.

Кроме того, задающий генератор напряжения является генератором прямоугольных импульсов.

В качестве преобразователя ток-напряжение применен калиброванный резистор.

Функцию преобразователя ток-напряжение (ПТН) выполняет образцовая мера сопротивления, функцию синхронного детектора (СД) - четыре двухпозиционных аналоговых ключа, функцию управления СД выполняет задающий генератор напряжения, а функцию дифференциального усилителя (ДУ) - АЦП с дифференциальными входами для входного и опорного напряжений. Требуемый результат достигается благодаря совмещению генератором напряжения функций источника питания и формирователя сигнала управления для синхронных детекторов. Кроме того, использование АЦП с дифференциальными входами позволяет отказаться от ДУ и предельно упростить СД, в качестве которого используются четыре двухпозиционных аналоговых ключа.

Указанное выполнение позволяет упростить устройство.

На фиг. 1 представлена структурная схема предлагаемого устройства. На фиг. 2 - принципиальная схема.

Предлагаемое устройство содержит задающий генератор 1 напряжения, измерительную ячейку 2 с парой токовых 3, 4 и парой потенциальных 5, 6 электродов, калиброванный резистор 7, четыре двухпозиционных электронных ключа 8, 9, 10, 11, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 12, устройство 13 вывода информации.

Выход задающего генератора 1 напряжения подключен к первому токовому электроду 3 измерительной ячейки 2, второй токовый электрод 4 которой соединен с одним из выводов калиброванного резистора 7, второй вывод этого резистора подключен к нормально-разомкнутому контакту ключа 10 и нормально-замкнутому контакту ключа 11, к генератору и к общей шине. Подвижные контакты двухпозиционных электронных ключей 8, 9, 10, 11 подключаются к соответствующим выводам АЦП 12, неподвижный нормально-замкнутый контакт ключа 8 соединен с неподвижным нормально-разомкнутым контактом ключа 9 и подключен к потенциальному выводу 5 измерительной ячейки 2, неподвижный нормально-разомкнутый контакт ключа 8 соединен с нормально-замкнутым контактом ключа 9 и подключен к потенциальному выводу 6 измерительной ячейки 2, нормально-замкнутый контакт ключа 10 подключен к нормально-разомкнутому контакту ключа 11 и токовому электроду 4 измерительной ячейки 2. Входы управления ключей объединены и подключены к выходу управления генератора. Выход АЦП 12 подключен к устройству вывода информации 13.

На схеме, приведенной на фиг. 2, источник питания - это генератор биполярных импульсов, реализованный в виде мультивибратора ДД1 (микросхема 564 ЛА7) и аналоговых ключей ДА1 (микросхема К590КН7), которые через соответствующие фильтры R_3C_3 и R_2C_2 подключаются ко входам АЦП ДА4 (микросхема К572 ПБ5).

Предлагаемое устройство работает следующим образом. Под действием приложенного напряжения в измерительной ячейке 2 протекает ток I , который создает напряжение U_x между электродами 5 и 6:

$$U_x = IR_x,$$

где R_x - сопротивление столба жидкости между потенциальными выводами. Функция преобразования переменного напряжения в постоянное реализуется при помощи аналоговых ключей, непосредственно на входах АЦП. Происходит это следующим образом. При положительной полуволне напряжения U_x входы АЦП подключаются, например, к выводам 5 и 6 измерительной ячейки 2, а при отрицательной полуволне эти же входы подключаются к выводам 6 и 5. Аналогично происходит и с напряжением U_o на образцовой мере R_o : $U_o = I_o R_o$. АЦП выдает цифровое значение, пропорциональное отношению напряжений на измерительном $U_{из}$ и опорном $U_{оп}$ входах и соответственно равное: $N = \frac{U_{из}}{U_{оп}}$, где N - выходной код АЦП.

Если на измерительный вход подается напряжение $U_{из}$ (т. е. $U_{из} = U_x$), а на опорный вход АЦП - напряжение U_o (т. е. $U_{оп} = U_o$), то устройство измеряет сопротивление: $N = R_x/R_o$. Если на измерительный вход подается напряжение U_o (т. е. $U_{из} = U_o$), а на опорный вход АЦП - напряжение U_x (т. е. $U_{оп} = U_x$), то устройство измеряет проводимость раствора $G_x = I/R_x$; $N = R_o \cdot G_x$.



