

возможность оценить эффективность системы самой по себе и относительно однотипных систем.

3. Гидрофизическую ИИС при анализе ее эффективности следует рассматривать как сложную систему. Для обобщенной оценки ее эффективности целесообразно применение комплексного показателя, формируемого на основе критерия эффективности функционирования сложной системы и обобщенного статистического (информационного) критерия.

4. Для повышения эффективности гидрофизических систем следует повышать точность измерений первичных параметров водной среды, снижать расходы на производство и эксплуатацию систем, повышать быстродействие, надежность, уровень автоматизации измерений и обработки информации, снижать энергопотребление и т.п.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Кузнєцов Д.М. Інформаційно-вимірювальна система градування термоанемометричних вимірювальних перетворювачів швидкості газу. Автореф. дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук. Донецький національний технічний університет. Донецьк, –2005.
2. Новопашенный Г.Н. Информационно-измерительные системы: Учебн. пособие для специальности „Информационно-измерительная техника” вузов. – М.: Высш. школа, 1977. –208 с.
3. Рабинович В.И., Цапенко М.И. Информационные характеристики средств измерения и контроля. – М.: Энергия, 1968. – 96 с.
4. Кузьмин И.В., Кедров В.А. Основы теории информации и кодирования. – К.: Вища шк., 1997.
5. Касаткин А.С., Кузьмин И.В. Оценка эффективности автоматизированных систем контроля. – М.: Энергия, 1967. – 80 с.
6. Солодов А.В. Теория информации и ее применение к задачам измерения и контроля. М.: Наука, 1967. – 432 с.
7. Кузьмин И.В. Оценка эффективности и оптимизация автоматических систем контроля и управления. – М.: Советское радио, 1971. – 296 с.
8. Тарасенко Ф.П. Введение в курс теории информации. –Томск: Изд-во Томского университета, 1963. – 240 с.

Е.В. Мирошниченко, Е.С. Семенистая

ОСОБЕННОСТИ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ НА ВЫСОКИХ ЧАСТОТАХ

Рассмотрим возможные методы биоимпедансных измерений, в основе которых лежит использование токопроводящих контактных электродов. К таким методам относятся:

- двухэлектродный метод;
- трехэлектродный метод;
- четырехэлектродный метод;
- пятиэлектродный метод.

Наиболее простым способом измерения электрического импеданса является *двухэлектродный метод*, который также известен как биполяр-

ный метод. Он заключается в инжектировании известного тока в исследуемое тело через два электрических контакта и в измерении результирующего падения напряжения между этими же контактами (рис. 1).

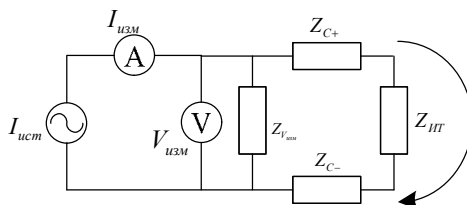


Рис. 1

Этот метод корректно работает, если импеданс электрических контактов (Z_{C+} и Z_{C-}) намного ниже, чем импеданс исследуемого тела (ИТ). На самом деле измеренный импеданс Z – это сумма $Z_{ИТ}$, Z_{C+} и Z_{C-} . Контактный импеданс может быть больше чем импеданс ИТ, особенно на низких частотах, а также нестабилен и непредсказуем для математической коррекции. Таким образом, повторяемость и воспроизводимость измерений получается крайне низкой.

Входной импеданс измерителя и паразитные емкости ухудшают свойства измерительной системы, особенно на высоких частотах. Однако, если известны некоторые априорные данные о тестируемом материале (его чистое сопротивление) и может быть смоделировано поведение паразитных элементов с помощью сопротивлений и конденсаторов, то имеется возможность произвести математическую коррекцию измерения. При этом на высоких частотах контактный импеданс будет низким, и не будет вносить искажения в измерение.

Использование двухэлектродного метода возможно в некоторых исследованиях, например, для исследования кожи или зубов, где на рабочих частотах импеданс ИТ гораздо больше, чем импеданс электродов. Применение этого метода для мягких тканей нецелесообразно.

Четырехэлектродный метод, известен также как тетраполярный или метод Кельвина, используемый для измерения сопротивления материалов начиная с 1800 года. Он использует пару электродов для инжектирования тока в образец и другую пару электродов для измерения падения напряжения (рис 2). В принципе, так как ток не протекает через вольтметр ($Z_{Vmetr} \rightarrow \infty$), то инжектируемый ток полностью протекает через образец и падение напряжения на образце то же, которое регистрирует измеритель. Поэтому контактный импеданс никак не влияет на измерение.

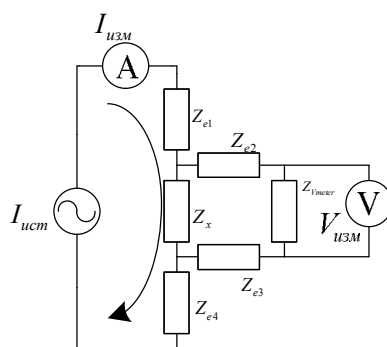


Рис. 2

Однако известно, что контактный импеданс влияет на измерение преимущественно на низких частотах, где его амплитуда может быть очень большой. Это происходит из-за того, что импеданс электрода приводит к появлению синфазного напряжения, которое не может быть полностью подавлено входным дифференциальным услителем вольтметра. Например, предположим, что «земля» электрической цепи на рис. 2, соединена с электродом, принимающим ток ($e4$), тогда конечный импеданс этого электрода приведет к появлению падения напряжения ($I \cdot Z_{e4}$), которое проявляется в виде синфазного напряжения на входе вольтметра. К сожалению, ситуация намного хуже так как внутренний импеданс электродов и паразитный импеданс вольтметра приведут к уменьшению коэффициента подавления синфазной помехи. Часть синфазного напряжения, присутствующего на образце, попав на дифференциальные входы усилителя, преобразуется в дифференциальное напряжение (рис. 3). Этот феномен был проанализирован [1] и было показано, что необходимо обеспечить входной импеданс максимально большим и сбалансированным.

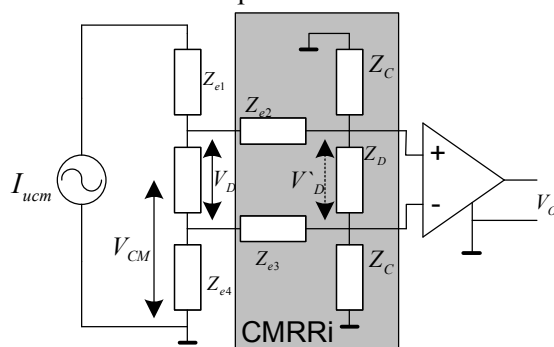


Рис. 3

Влияние паразитных емкостей на высоких частотах, показано на рис. 4. Некоторые ошибки возникают из-за следующих паразитных импедансов: ток, протекающий через образец уменьшается (шунтирование паразитным импедансом $Z14$), дифференциальное усиление уменьшается (шунтирование паразитным импедансом $Z24$), часть тока инжектируется на

входы дифференциального усилителя (через Z_{I2} и Z_{I3}) и т.д. Эти паразитные емкости преимущественно образуются из блуждающих емкостей между вводами электродов и емкостью входов измерителя.

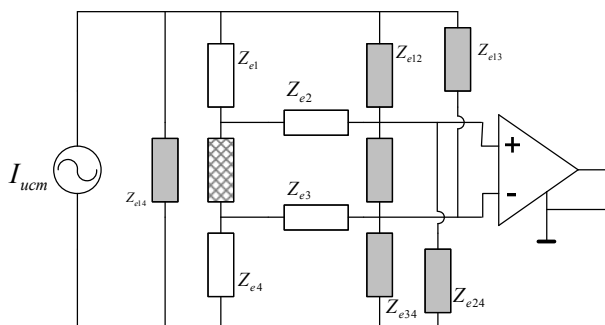


Рис. 4

Все эти источники ошибок могут быть изучены аналитически, но результирующее выражение слишком громоздкое для практического использования. Гораздо удобнее использовать компьютерное моделирование. Используя пакеты моделирования электрических цепей, становится возможным ввести все эти элементы и добиться результата достаточно близкого к проведенным измерениям или, что более интересно, вычислить граничную ошибку применительно к измерениям на живых тканях.

Результат представленный на рис. 5. соответствует моделированию измерения биоимпеданса проводящего силикона, помещенного в солевой раствор (0,9 %). Параметры, использованные для моделирования совпадают с естественными, и, как можно увидеть, результаты моделирования достаточно близки к реальным измерениям. Несоответствие (30 %) между внутренними электродами должно быть хорошо видно на низких частотах, однако на этих частотах никаких ошибок не наблюдается.

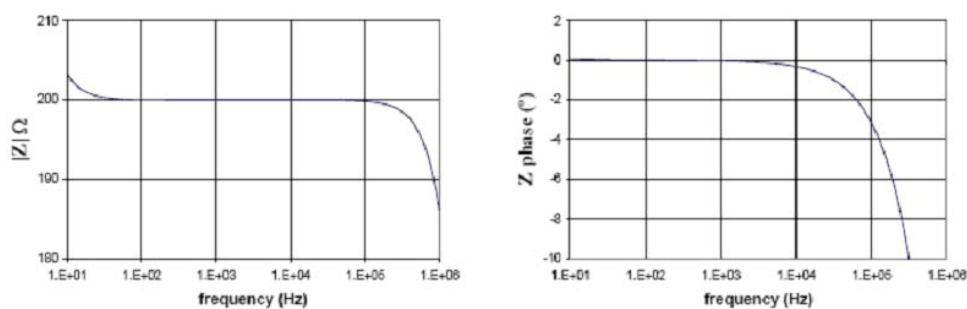


Рис. 5

Результаты моделирования, приведенные на рис. 6, соответствуют измерениям на гипотетической живой ткани (чистое удельное сопротивление тканей, $\rho = 700 \Omega \cdot \text{см}$). Ошибка на высоких частотах больше чем в пре-

дыдущем случае и ошибка на высоких частотах с увеличением импеданса образца увеличивается сильнее, чем в предыдущем случае, и таким образом больший ток протекает через паразитные емкости. Тем не менее у него более существенные искажения на низких частотах. Причина этого в том, что смоделированный импеданс электрода гораздо больше и более рассогласованный, чем в случае с соляным раствором. Это явление, обусловленное разнородностью живых тканей особенно ярко проявляется при реальных измерениях. Таким образом, необходимо учитывать, что низкочастотная ошибка применительно к измерениям на живых тканях гораздо больше чем та, которая наблюдается при измерениях с соляным раствором.

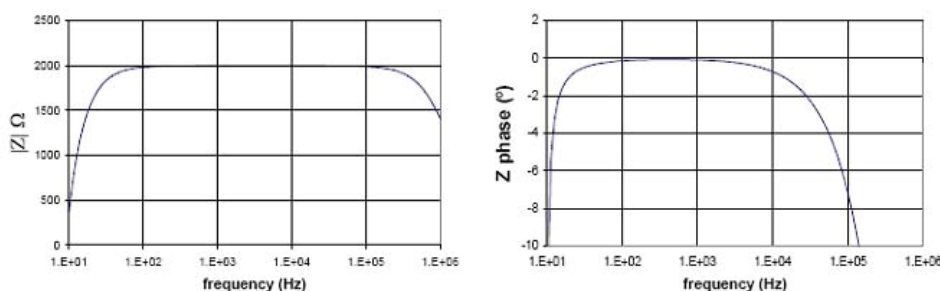


Рис. 6

Необходимо заметить, что в вышеописанном моделировании контактный импеданс принимался как емкость, а это сильное упрощение, которое приводит к уменьшению реальных искажений на низких частотах. Так как затухание СРЕ в частотном диапазоне более медленное, чем затухание емкости, влияние контактного импеданса распространяется на более широкий частотный диапазон, чем тот который использовался при моделировании. Тем не менее для моделирования контактного импеданса можно использовать чистую емкость.

Трехэлектродный метод. Как это было показано некоторыми авторами в [2] и [3], если площадь электрода 4 (рис. 2.) существенно больше (т.е. используется большая металлическая пластина или фольга), контактный импеданс может быть уменьшен настолько, что отпадает необходимость в электроде 3 (вольтметр подсоединен к электродам 2 и 4), что упрощает процесс измерения.

Интенсивность инжектируемого тока в биоимпедансных измерениях. Понятно, что большой ток приводит к увеличению падения напряжения и как следствие увеличивается отношение сигнал/шум, однако два фактора ограничивают возможную силу тока:

- как и большинство физических феноменов, электрический биоимпеданс ведет себя нелинейно при превышении некоторой величины инжектируемого тока;
- инжектируемая электрическая энергия (в случае большого тока) может вызвать различные виды повреждения живых тканей.

В живых тканях, соотношение напряжение/ток линейно до тех пор, пока прикладываемое электрическое поле не превышает порога нелиней-

ности [4]. Причиной такого нелинейного поведения является закрытие или открытие ионных каналов [5] мембраны клетки. В состоянии покоя, мембрана клетки поляризуется примерно до 10 кВ/мм. При приложении электрического поля, белковые структуры в мембране клетки, которые ответственны за транспортировку специфических ионов, могут изменить свою структуру и проводимость мембраны или, в крайнем случае, индуцировать распределение ионов, которые изменят поляризацию мембраны на противоположную.

Так как локальные электрические поля пропорциональны плотности тока ($E = J \cdot \rho$), то порог нелинейности для данной ткани обычно вычисляется как порог плотности тока. Человеческая кожа может считаться линейным объектом при плотностях тока меньших, чем 100 мкА/см^2 на частоте 100 Гц.

Нелинейную характеристику импеданса живых тканей нельзя путать с нелинейной характеристикой контакта электрод–ткань или контактного импеданса. Этот феномен был изучен экспериментально и теоретически [6, 7, 8] и его влияние, в случае четырехэлектродных измерений, несущественно, если после демодуляции переменного напряжения отфильтровывать генерируемые нелинейным контактом паразитные гармоники.

Существуют три типа повреждения живых тканей электрической энергией: тепловое повреждение, пробой и фибрилляция. Наиболее вероятен пробой, а другие типы повреждений маловероятны, так как их пороги тока и напряжения гораздо больше.

Пятиэлектродный метод

Как было сказано, четырехэлектродный метод на низкой частоте позволяет найти компромисс между высоким синфазным напряжением и ограниченным коэффициентом ослабления синфазного сигнала. Целесообразно понизить контактный импеданс (т.е. понизить синфазное напряжение) и как можно больше увеличить входной импеданс дифференциального усилителя (увеличить эффективность подавления синфазного напряжения). Есть некоторые способы, которые можно применить для уменьшения синфазного напряжения. Они основаны на возврате синфазного напряжения, измеренного на дифференциальном усилителе, источнику тока (управление плавающей землей) или образцу (управление потенциалом измерительного электрода или управление пятым электродом, подсоединенным к образцу) [9,10].

Ниже представлен метод, который минимизирует ошибки, появляющиеся в результате возникновения синфазного напряжения и описываются недостатки использования пятиэлектродного метода. Производится последовательно два измерения импеданса четырьмя электродами, используя два разных электрода для инжектирования тока и корректировки вычисленного значения импеданса. Этот метод требует процедуры калибровки на реальном объекте.

Рис. 7 показывает расположение электродов, требуемую коммутацию для использования этого метода. В период времени t_1 электрод 1 переключается для инъекции тока. Это подразумевает то, что приложенный ток

будет протекать от электрода 1 до электрода 4. Z_{m1} – результат этого измерения, а Z_{m2} – результат измерения, когда подключается электрод 5 и ток протекает от этого электрода к электроду 4.

Если электрические свойства исследуемого объекта однородны и изотропны, то можно определить постоянную скалярную величину между приложенным током I , комплексной проводимостью σ^* и падением напряжения между измеряемыми точками V . Константа k связывает все эти параметры и зависит только от геометрии измерения импеданса.

$$\frac{I \Delta I}{Z} = \frac{I}{V} = k \cdot \sigma^* . \quad (1)$$

Значение k можно получить математически для некоторых конфигураций, но, в большинстве случаев, проще измерить значение импеданса Z в среде с известной проводимостью и затем определить k .

В данном примере можно определить две различные константы: k_1 для фрагмента, составленного электродами 1, 2, 3 и 4 и k_2 для фрагмента составленного электродами 5, 2, 3 и 4. Взаимосвязь между этими двумя значениями описывается следующим выражением:

$$\lambda = \frac{k_2}{k_1} = \frac{Z_1}{Z_2} , \quad (2)$$

где Z_1 и Z_2 вычисляются как отношения напряжения к току для каждого фрагмента. Это отношение зависит только от геометрической конфигурации. Следовательно, возможно получить минимальную ошибку, например, в соляном растворе на высокой частоте.

Когда выполнено четырехэлектродное измерение и синфазное напряжение, вызванное Z_{E4} рассматривается как единственный источник ошибки, то измеряемый импеданс Z_m будет:

$$Z_m = \frac{V + \frac{I \cdot Z_{E4}}{CMRR_e}}{I} = \frac{V}{I} + \frac{Z_{E4}}{CMRR_T} = Z + \frac{Z_{E4}}{CMRR_T} , \quad (3)$$

где $CMRR$ – эффективный коэффициент понижения синфазной помехи, определенный в [6]. Если два фрагмента одновременно использующие измеряемый электрод Z_{E4} используются при измерении одного и того же образца (одинаковой проводимости), тогда:

$$\frac{Z_1}{Z_2} = \lambda = \frac{Z_{m1} - \frac{Z_{E4}}{CMRR_T}}{Z_{m2} - \frac{Z_{E4}}{CMRR_T}} \Rightarrow CMRR_T^{-1} = \frac{Z_{m1} - \lambda \cdot Z_{m2}}{Z_{E4} \cdot (1 - \lambda)} ; \quad (4)$$

$$Z_1 = Z_{m1} - \frac{Z_{E4}}{CMRR_T} = Z_{m1} - \frac{Z_{m1} - \lambda \cdot Z_{m2}}{Z_{E4} \cdot (1 - \lambda)} \cdot Z_{E4} \Rightarrow Z_1 = \frac{\lambda}{\lambda - 1} \cdot (Z_{m1} - Z_{m2}) . \quad (5)$$

Таким образом, имеется возможность скомпенсировать влияние синфазного напряжения, вызванного Z_{E4} . Необходимым условием является

ся то, что в обоих случаях измерения импеданса $CMRR_T$ и Z_{E4} сохраняют свои значения неизменными.

Для того чтобы продемонстрировать выполнимость описанного метода, произведен опыт описанный ниже. Конфигурация такая же, как и на рис. 7.

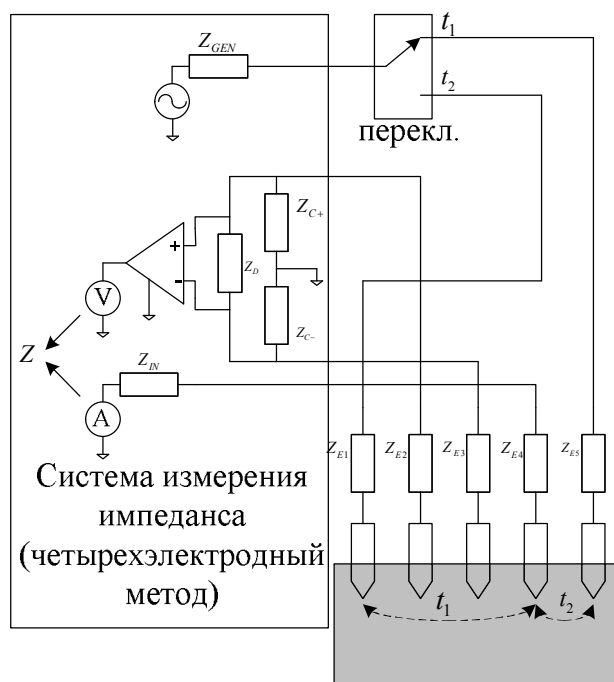


Рис. 7

Результаты, приведенные на рис. 8, соответствуют опыту, в котором использовался раствора NaCl 0.9 % с проводимостью $70 \Omega \cdot cm$ и они не имеют каких-либо заметных всплесков на частоте до 1 МГц. Как можно видеть, пятиэлектродный метод дает значительно лучшие результаты, особенно для мнимой части комплексного импеданса. Однако он не устранил ошибки на очень низкой частоте.

Известно, что импеданс электродов зависит от многих факторов и один из них это инжектируемый ток. Это значит, что импеданс электродов может быть нелинейным [11,12], поэтому можно считать, что разность плотности тока между измерениями возникает из-за отличия Z_{E4} .

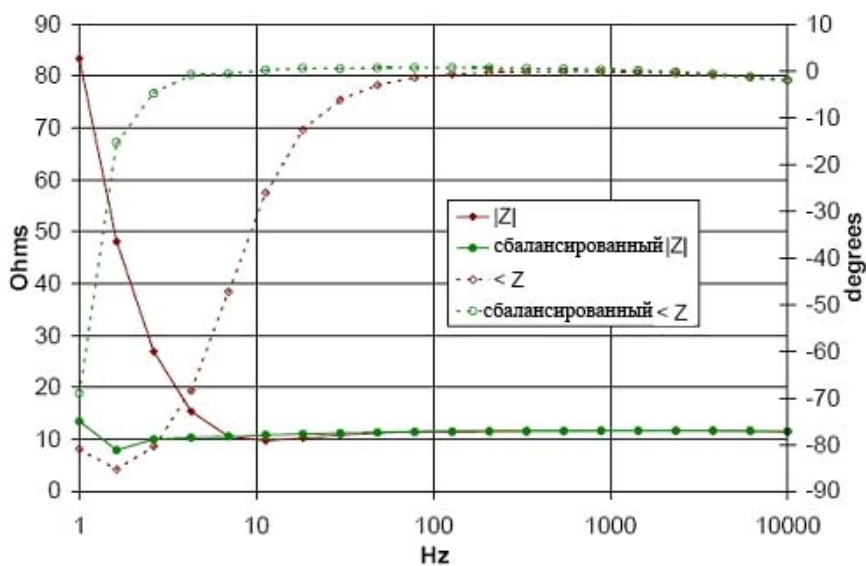


Рис. 8

В случае, когда Z_{E4} различен в двух измерениях (Z_{E4_1} , Z_{E4_2}):

$$\frac{Z_1}{Z_2} = \lambda = \frac{Z_{m1} - \frac{Z_{E4_1}}{CMRR_T}}{Z_{m2} - \frac{Z_{E4_2}}{CMRR_T}}; \quad (6)$$

$$CMRR_T^{-1} = \frac{\lambda \cdot Z_{m2} - Z_{m1}}{\lambda \cdot Z_{E4_2} - Z_{E4_1}}; \quad (7)$$

$$Z_1 = \lambda \cdot \frac{Z_{m1} \cdot Z_{E4_2} - Z_{m2} \cdot Z_{E4_1}}{\lambda \cdot Z_{E4_2} - Z_{E4_1}}, \quad (8)$$

что эквивалентно уравнению 5 в случае если $Z_{E4_1} = Z_{E4_2} = Z_{E4}$.

Добавочная ошибка ε пятиэлектродного метода, возникающая из-за этого отличия, может быть проанализирована с учетом того, что в обоих случаях импеданс $E4$ – скалярная величина:

$$Z_{E4_2} = \beta \cdot Z_{E4_1}; \quad (9)$$

$$Z_1 = \lambda \cdot \frac{Z_{m1} \cdot \beta \cdot Z_{E4_1} - Z_{m2} \cdot Z_{E4_1}}{\lambda \cdot \beta \cdot Z_{E4_1} - Z_{E4_1}} = \lambda \cdot \frac{Z_{m1} \cdot \beta - Z_{m2}}{\lambda \beta - 1}; \quad (10)$$

$$Z_1 = Z_{C1} + \varepsilon = \frac{\lambda}{\lambda - 1} \cdot (Z_{m1} - Z_{m2}) + \varepsilon; \quad (11)$$

$$\varepsilon = \lambda \left(\frac{Z_{m1} \cdot \beta - Z_{m2}}{\lambda \beta - 1} - \frac{Z_{m1} - Z_{m2}}{\lambda - 1} \right); \quad (12)$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda \cdot (\beta - 1) \cdot (\lambda \cdot Z_{m2} - Z_{m1})}{(\lambda - 1) \cdot (\lambda \beta - 1)}. \quad (13)$$

Если принять, что ошибка для четырехэлектродного метода:

$$\varepsilon_{4\text{электр}} \approx \frac{Z_{E4}}{CMRR_T}, \quad (14)$$

тогда ошибка пятиэлектродного метода:

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\lambda - 1} (\beta - 1) \cdot \varepsilon_{4\text{электр}}. \quad (15)$$

Из формулы 15 следует, что импеданс электрода 4 должен быть постоянным $(\beta - 1)$ и λ должна быть как можно больше. В противном случае можно получить ошибки большие, чем при использовании более простого четырехэлектродного метода. К сожалению, необходимые условия противоположны друг другу; большое значение λ подразумевает различное распределение тока, а это ведет к большому значению β .

Следующий эксперимент и результаты подтверждают гипотезу о том, что изменение импеданса электрода – основная причина неспособности пятиэлектродного метода компенсировать ошибку на низких частотах.

Было проведено измерение силикона при помощи пятиэлектродного метода (рис. 9) как и в прошлом эксперименте. Первый электрод, используемый для инъекции тока I_{+1} и второй I_{+2} . Эта конфигурация привела к $\lambda \sim 1.5$.

Как и в прошлом эксперименте, результат (рис. 9) показывает, что пятиэлектродный метод снижает ошибку на низкой частоте, но не способен устранить ее полностью.

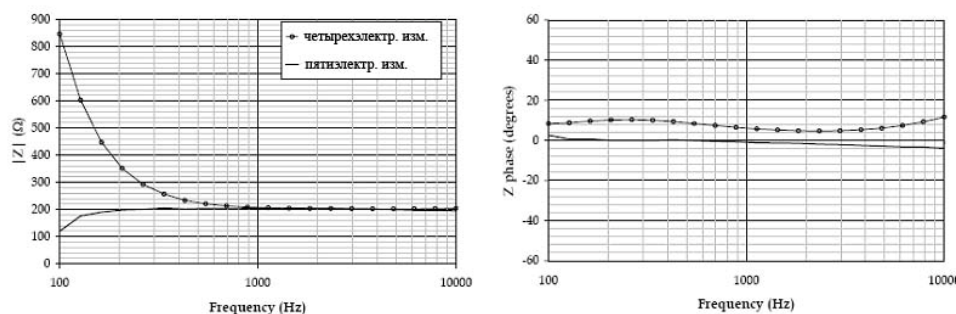


Рис. 9

Далее измерялся импеданс электрода 4 (электрод, принимающий ток I_-) относительно инжектируемого электрода (I_{+1} или I_{+2}). Эти значения импеданса не совпадают со значениями из предыдущего измерения, но их разность совпадает с учетом величины вычисленной ранее ошибки.

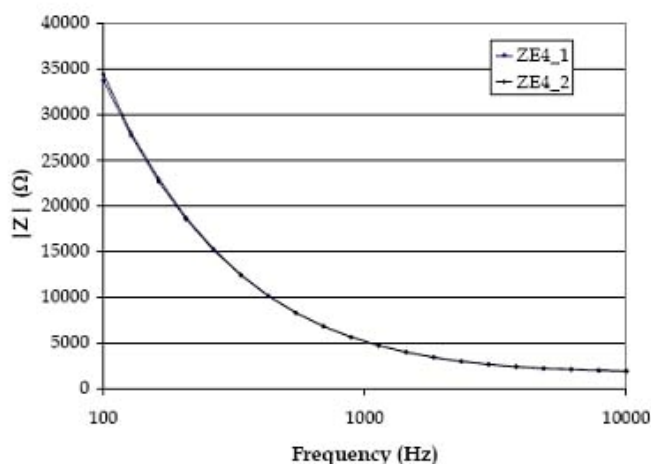


Рис. 10

Несмотря на то, что разница между обоими измерениями мала (рис. 10), растущая ошибка может достигать значения 0,1 и это означает, что возникнет значительная ошибка на низкой частоте. Как видно из рис. 11, абсолютное значение полученной ошибки хорошо совпадает с ее ожидаемыми значениями. Следовательно, этот эксперимент подтверждает, что изменение импеданса электрода служит причиной неспособности пятиэлектродного метода устранять ошибку на низкой частоте.

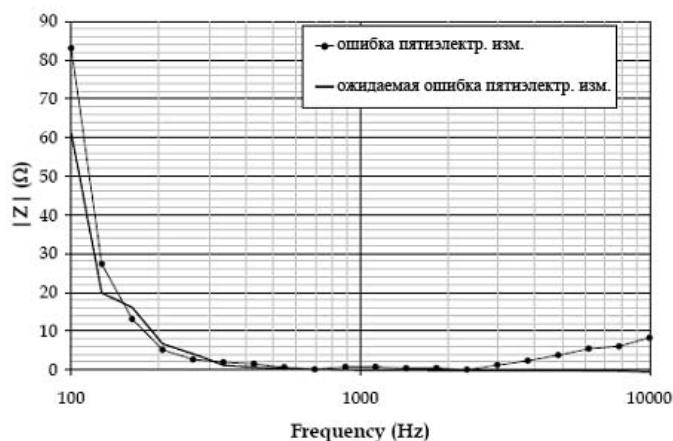


Рис. 11

Необходимо отметить, что в обоих экспериментах для инъектирования использовалось одно и то же значение тока. В противном случае, т.е. если ток не контролируется, то с учетом того, что импеданс электрода нелинеен, разница импеданса электродов будет большой и соответственно ошибка пятиэлектродной модели возрастет. Что и было экспериментально установлено в этом опыте.

В принципе, используя уравнение 8, можно получить ошибку пятиэлектродного измерения при условии, что импеданс электрода 4 измеряется в ходе выполнения четырехэлектродного измерения. Это было проверено экспериментально и не смотря на то, что компенсация несомненно, улучшалась, общая эффективность была хуже, так как измерение Z_{E4} проводилось со слабым коэффициентом подавления синфазного напряжения. Более того, сложность метода слишком увеличилась для практического применения.

Другие недостатки пятиэлектродного метода были обнаружены при анализе эффекта добавления случайной ошибки, такой, например, как шум между двумя измерениями:

$$Z_1 = Z_{m1} - \frac{Z_{E4}}{CMRR_T} \pm \varepsilon_1; \quad (16)$$

$$Z_2 = Z_{m2} - \frac{Z_{E4}}{CMRR_T} \pm \varepsilon_2; \quad (17)$$

$$Z_1 = Z_{C1} + \varepsilon = \frac{\lambda}{\lambda - 1} \cdot (Z_{m1} - Z_{m2}) + \varepsilon; \quad (18)$$

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\lambda - 1} \cdot (\pm \varepsilon_1 \pm \varepsilon_2). \quad (19)$$

В конечном итоге, несмотря на то, что пятиэлектродный метод можно успешно использовать в некоторых областях (например, при измерении низкой проводимости однородных материалов), он малоэффективен в случае измерения на живых тканях, так как их неоднородность служит причиной большой разницы Z_{E4} . Таким образом, пятиэлектродный метод не может быть использован для измерения импеданса живых тканей в широкой полосе частот.

Выводы.

- Четырехэлектродный метод является наилучшим для мягких тканей, однако он наиболее чувствительный к ошибкам.
- Полоса частот для измерений импеданса определяется источником ошибок.
- Ошибки измерений зависят от уровня инжектируемого тока во время измерения.
- Инжектируемый ток следует ограничивать не только из соображений безопасности, но и для того, чтобы избежать возникновения нелинейных феноменов в живых тканях.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Pethig R.* Dielectric Properties of Body Tissues. Clin. Phys. Physiol. Meas. 8 (suppl A). 1987. P. 5 - 12.
2. *Brown B.H.* Tissue Impedance Methods. Prog. Med. Enviro. Phys. 1983. P. 85 - 110.
3. *Barber D.C. and Brown B.H.* Applied Potential Tomography (Review Article). J. Phys. E:Sci. Instrum 17.1984. P. 723 - 733.

4. *Plonsey R.* (1984) Quantitative Formulations of Electrophysiological Sources of Potential Fields in Volume Conductors. IEEE Trans. Biomed. Eng. P. 868 - 872. 1984.
5. *Plonsey R.* Bioelectric Phenomena. McGraw Hill, New York. 1969.
6. *Pethig R.* Dielectric Properties of Body Tissues. Clin. Phys. Physiol. Meas. 8 (suppl A). P. 5 - 12. 1987.
7. *Duck F.A.* Physical Properties of Tissue - A Comprehensive Reference Book. Academic Press, London. P. 167 - 223. 1990.
8. *Brown B.H.* Tissue Impedance Methods. Prog. Med. Environ. Phys. P. 85 - 110. 1983.
9. *Barber D.C., Brown B.H.* Progress in Electrical Impedance Tomography. Inverse Problems in Partial Differential Equations. D. Colton, R. Ewing, and W. Rundell(eds). Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia. 151 - 164. 1990.
10. *Henderson R.P., Webster J.G.* An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax. IEEE Trans. Biomed. Eng. P. 250 - 254. 1978.
11. *Nopp P., Rapp E., Pfitzner H., Nakesch H. and Ruhsam Ch.* Dielectric Properties of Lung Tissue as a Function of Air Content. Phys. Med. Biol. P. 699 - 716. 1993.
12. *Visser K.R.* Electric Properties of Flowing Blood and Impedance Cardiography. Ann. Biomed. Eng. P. 463 - 473. 1989.

А.С. Рябоконт

МЕТОДЫ СНИЖЕНИЯ ЭНЕРГОПОТРЕБЛЕНИЯ НОСИМЫХ КАРДИОМОНИТОРОВ

Устройства по контролю состояния человека, такие как малогабаритный электронный кардиограф с автономным питанием, предназначены для снятия и сохранения во внутренней памяти электрофизиологических сигналов человеческого организма в течение времени, пока человек испытывает нормальную физическую нагрузку (например, ходьба по специальному кардиологическому маршруту – терренкуру). В этом случае, для обеспечения оперативного контроля в реальном времени возникает необходимость создания подсистемы связи для кардиографа, обеспечивающей в течение заданного интервала работы передачу данных о состоянии и текущем местоположении человека.

Данная задача реализуется с использованием GPS-модуля и GSM-модуля, поддерживающего технологию передачи данных GPRS. Подсистема связи и привязки на местности должна обеспечивать:

- минимальные затраты дополнительных ресурсов ядра системы;
- время работы с автономным питанием – не менее 4-6 часов;
- режимы передачи данных – циклический и по запросу.

Применение собственного процессора GSM- или GPS-модуля для обработки физиологических сигналов в реальном времени затруднительно, так как данный процессор поддерживает только язык скриптов, на котором невозможна даже примитивная обработка оцифрованного сигнала. Кроме того, все же основным назначением встроенного процессора GSM-модуля является прием и передача данных в GSM-сети, поэтому все дополнитель-