## МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК

Издатель ФГБОУ ВПО "МГТУ им. Н.Э. Баумана". Эл No. ФС77-51038.

## УДК 615.84

## Разработка алгоритма определения электрического импеданса биологической ткани при электрорезекции

Коваленко А.А., студент Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана, кафедра «Биомедицинские технические системы»

Научный руководитель: Карпухин В.А., к.т.н, доцент Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана, кафедра «Биомедицинские технические системы» <u>vak@bmstu.ru</u>

Высокочастотная электрохирургия принадлежит к тем медицинским технологиям, без которых сегодня невозможно выполнение хирургических вмешательств в большинстве клинических специальностей, таких как общая хирургия, нейрохирургия, онкология, гастроэнтерология, урология, гинекология и многих других [1]. Активно развиваются и применяются новые технологии электрохирургии, такие как холодноплазменная абляция, молекулярно-резонансный метод и другие. Развитие ориентировано в первую очередь на максимально адекватное воздействие, т.е. на повышение эффективности и направленности воздействия при минимальном риске осложнений [2]. К числу недостатков электрохирургии следует отнести ожоги в зоне оперативного вмешательства. Возможность возникновения ожогов обусловлена перегревом биологических тканей, которые часто приводят к тяжелым отсроченным осложнениям, вплоть до летального исхода. Максимальная температура в области вероятного ожога зависит от электрической мощности, которую хирург подводит к биологической ткани. Поэтому актуальной проблемой на сегодняшний день остается контроль выходной мощности воздействия, основанный на динамическом измерении электрического импеданса биологической ткани в процессе электрохирургического вмешательства. Существующие методы измерения электрического импеданса, такие как метод трех вольтметров, мостовые схемы требуют достаточно продолжительного времени измерения, что не позволяет использовать их в динамическом режиме.

Поэтому целью данной работы является разработка алгоритма динамического расчета электрического импеданса биологической ткани при гармоническом воздействии и исследование его погрешности.

Для разработки метода была использована методология, предложенная в работе [3]. В основу метода измерения электрического импеданса биологических тканей был положен метод трех вольтметров. В качестве источника измерительного сигнала был использован идеальный источник напряжения. Форма измерительного сигнала – гармоническая. Частота воздействующего сигнала 440 кГц.

В соответствии с принципом содержательной интерпретируемости, в качестве модели была использована двухкомпонентная линейная схема замещения с сосредоточенными параметрами, состоящая из параллельно соединенных линейной проводимости и линейной емкости [4] (рис. 1).



Рис. 1. Схема замещения биообъекта

Для идентификации параметров эквивалентной схемы замещения был использован метод наименьших квадратов. Согласно методу наименьших квадратов, получается следующая система линейных уравнений:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^{n} \frac{d}{dg} (I_i - g \cdot U_i - C \cdot \frac{dU_i}{dt_i})^2 = 0\\ \sum_{i=1}^{n} \frac{d}{dC} (I_i - g \cdot U_i - C \cdot \frac{dU_i}{dt_i})^2 = 0 \end{cases}$$
(1)

В результате, решение системы уравнений (1) будет выглядеть следующим образом:

$$\left(\sum_{i=1}^{n} g \cdot U_{i}^{2} + C \cdot \sum_{i=1}^{n} \frac{dU_{i}}{dt} \cdot U_{i} = \sum_{i=1}^{n} I_{i} \cdot U_{i}, \\ g \cdot \sum_{i=1}^{n} \frac{dU_{i}}{dt} \cdot U_{i} + C \cdot \sum_{i=1}^{n} \frac{dU_{i}}{dt} \cdot \frac{dU_{i}}{dt} = \sum_{i=1}^{n} I_{i} \cdot \frac{dU_{i}}{dt}, \\$$
(2)

где g – линейная проводимость биологической ткани, C – емкость биологической ткани,  $U_i$  – напряжение воздействующего сигнала,  $I_i$  – измеренный ток, i – порядковый номер.

Время нагрева биологических тканей до температуры более 80 °C составляет десятки миллисекунд, поэтому было предложено проводить измерения тока и напряжения не за один период, а за k периодов, что позволило отказаться от дорогостоящих и быстродействующих АЦП. Закон измерения напряжения в цепи биологического объекта задавался следующим образом:

$$U_i = U_0 \cdot \sin\left(t_i \cdot \frac{2 \cdot \pi}{T}\right) \tag{3}$$

где  $t_i = k \cdot (\Delta + T)$  – моменты измерения тока и напряжения воздействующего сигнала, і – количество точек;  $\Delta$  – величина, обратно пропорциональная частоте дискретизации; k – целое число 0, 1, 2, ...; T – период воздействующего сигнала,  $U_0$  – амплитуда напряжения воздействующего сигнала.

Анализ выражения (3) позволяет выявить следующие факторы, которые влияют на погрешность измерения. Первым фактором является наличие электрических шумов и импульсных помех сигналов воздействующих напряжений и токов. Второй фактор – продолжительность измерения. Третий фактор – частота дискретизации.

Вычислительный эксперимент по расчету относительной погрешности электрического импеданса проводился в среде MathCAD 15. Относительная погрешность рассчитывалась по формуле:

$$\delta_j = \left| \frac{x_j - x_{jp}}{x_j} \right| \tag{4}$$

где  $x_i$  – заданный параметр,  $x_{ip}$  – рассчитанный параметр.

Для оценки влияния электрических шумов на точность определения проводимости g и емкости C использовался генератор случайных чисел с амплитудой до 1 B, 5 B, 15 B. Выражение для воздействующего сигнала приобретало следующий вид:

$$U_i = U_0 \cdot sin\left(t_i \cdot \frac{2 \cdot \pi}{T}\right) + rnd(U_{\text{III}})$$
(5)

Результаты расчетов относительной погрешности C и g в зависимости от продолжительности измерения при различных уровнях шума и  $\Delta = 10^{-8}$  представлены на рис. 2.



Рис. 2. Зависимости относительной погрешности C (слева) и g (справа) в зависимости от продолжительности измерения при различных уровнях шума и Δ = 10<sup>-8</sup>

Графики на рисунке 2 имеют следующие обозначения:

- $\delta C0$  и  $\delta g0$  относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при уровне шума U<sub>III</sub> = 0 В  $\Delta$  = 10<sup>-8</sup>;
- δC1 и δg1 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при уровне шума  $U_{\rm m} = 1$  B Δ =  $10^{-8}$ ;
- δC5 и δg5 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при уровне шума  $U_{\rm m} = 5$  B Δ =  $10^{-8}$ ;
- δC15 и δg15 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при уровне шума  $U_{\rm m} = 15$  B Δ =  $10^{-8}$ .

Для оценки влияния продолжительности измерения сигналов на точность определения проводимости g и емкости C, бралось  $\Delta = 10^{-8}$ ,  $\Delta = 10^{-7}$ ,  $\Delta = 10^{-6}$ ,  $\Delta = 10^{-5}$ . Результаты расчетов относительной погрешности для C и g в зависимости от продолжительности измерения при различных  $\Delta$  представлены на рис. 3.



Рис. 3. Зависимости относительной погрешности для C (слева) и g (справа - 2 графика) в зависимости от продолжительности измерения при различных Δ

Графики на рисунке 3 имеют следующие обозначения:

- δC0 и δg0 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при  $\Delta = 10^{-8}$ ;
- $\delta C1$  и  $\delta g1$  относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при  $\Delta = 10^{-7}$ ;
- $\delta C5$  и  $\delta g5$  относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при  $\Delta = 10^{-6}$ ;
- $\delta C15$  и  $\delta g15$  относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при  $\Delta = 10^{-5}$ .

Для оценки влияния частоты дискретизации на точность определения проводимости g и емкости C, бралось fd = 100 кГц, fd = 1 МГц, fd = 10 МГц, fd = 100 МГц. Результаты расчетов относительной погрешности C и g в зависимости от количества точек при различных частотах дискретизации представлены на рис. 4.



Рис. 4. Зависимости относительной погрешности для C (а) и g (б) в зависимости от количества точек при различных частотах дискретизации

Графики на рисунке 4 имеют следующие обозначения:

- $\delta C0$  и  $\delta g0$  относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при fd = 100 кГц;
- δС1 и δg1 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при fd = 1 МГц;
- δC5 и δg5 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при fd = 10 МГц;
- δC15 и δg15 относительные погрешности емкости и проводимости соответственно при fd = 100 МГц.

Таким образом, в результате проведенного вычислительного эксперимента по расчету электрического импеданса, было установлено:

- относительная погрешность проводимости g и емкости C при влиянии электрических шумов с амплитудой 1 B, 5 B, 15 B в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0,001 % до 4,7 % и от 0,1 % до 3,9 % соответственно;
- относительная погрешность проводимости g и емкости C при изменении  $\Delta = 10^{-8}$ ,  $\Delta = 10^{-7}$ ,  $\Delta = 10^{-6}$ ,  $\Delta = 10^{-5}$  в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0,001 % до 2,5 % и от 0,1 % до 8,3 % соответственно;
- относительная погрешность проводимости g и емкости C при изменении частоты дискретизации fd = 100 кГц, fd = 1 МГц, fd = 10 МГц, fd = 100 МГц в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0,001 % до 30 % и от 0,1 % до 3,8 % соответственно.

## Список литературы

- Webster J.G. Encyclopedia of medical devices and instrumentation // Wiley-Intersciense, 2006. Vol. 2. P. 544-560.
- Bronzino J.D. Biomedical Engineering Fundamentals // Boca Roton: CRC Press, 2007. P. 300.
- Карпухин В. А., Косоруков А. Е. Метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адмиттанса кожи // Медицинская техника. 2010. № 2. С. 260-266.
- 4. Белов С.В. Линейная модель биполярной коагуляции // Новости медицинской техники. 1977. № 3. С. 26-29.