

Моделирование влияния электрокардиосигнала на оценку динамической составляющей биоимпеданса

Аннотация

Разработана технология моделирования биоимпедансных исследований, позволяющая оптимизировать структуру измерительного тракта, отличающаяся совместным использованием математических и физических моделей блоков и компонентов виртуального биоимпедансного анализатора, полученных в пакете Simulink среды MATLAB.

Построенная виртуальная модель биоимпедансного анализатора позволяет оптимизировать параметры зондирующего тока по отношению сигнал/помеха, а также определить предельные ресурсы схемотехнического решения измерительного тракта относительно этого показателя.

Жизнедеятельность органов и тканей живых систем сопровождается изменением их объема и внутренней среды, поэтому, наряду с относительным постоянством электрических свойств, различные части тела и органы обладают переменной величиной электрической проводимости. Их объемные изменения обусловлены главным образом колебанием кровенаполнения. Поэтому изменения динамической составляющей полного электрического сопротивления тканей связаны с колебаниями объема протекающей по ним крови.

Изменение полного электрического сопротивления, вызванное подъемами и спадами пульсовой волны, очень мало. По экспериментальным данным эта величина составляет 0,05 % от полного сопротивления биологического объекта, подключенного к электродам. Кроме того, диапазон измеряемых амплитуд пульсового кровотока отличается более чем в 500 раз: амплитуда реограммы при регистрации кровотока в области аорты $\Delta Z = 0,1$ Ом, в области бедра $\Delta Z = 0,05$ Ом, в пульпе зуба $\Delta Z = 25$ Ом. Для того чтобы оцифровать амплитуду реограммы с точностью не менее 2 %, уровень шумов должен быть не более $\approx 0,002$ Ом, т. е. отношение сигнал/шум составляет 50000. Эти требования значительно выше, чем при съеме электрокардиосигнала (ЭКС), где допустим уровень шума на входе измерительного тракта до 20 мкВ [1]. Таким образом, при наличии несимметрии в канале измерительного тракта ЭКС является существенной помехой при исследовании динамической составляющей биоимпеданса и его присутствие на сигнальных электродах приводит к значительной перегрузке измерительного тракта, так как реосигнал и ЭКС занимают практически одинаковый частотный диапазон.

Учитывая плохую разделимость реосигнала и ЭКС как во временном, так и в частотном пространствах, к измерителю динамической составляющей биоимпеданса предъявляются высокие требования, что усложняет процесс его проектирования. Для снижения трудоемкости и повышения качества характеристик измерителя биоимпеданса целесообразно прове-

дение соответствующих исследований его модели (макета), выполненной в среде MATLAB. В качестве модели измерительного тракта использовалась модель с двумя синхронными детекторами, осуществляющая выделение двух квадратурных базовых составляющих биоимпеданса и двух квадратурных динамических составляющих биоимпеданса.

Модель измерительного тракта, собранная посредством стандартных графических блоков с встроенными математическими функциями компьютерной программной среды Matlab/Simulink, представлена на рис. 1. Модель включает в себя два умножителя, на первые входы которых поступает сигнал с измерительных электродов, предварительно усиленный инструментальным усилителем (фильтры верхних частот на входе инструментального усилителя не использовались), а на вторые входы – квадратурные сигналы частоты зондирующего тока, полученные с помощью двух генераторов синусоидального напряжения одинаковой частоты со сдвигом фаз, равным $\pi/2$.

Для формирования тестового сигнала использовалась модель динамической составляющей импеданса биообъекта, предложенная в [2]. При этом моделирование кардиосигнала осуществлялось посредством управляемого делителя напряжения, сопротивление которого менялось с частотой кардиосигнала. Управление выходным напряжением делителя осуществлялось посредством ключа, управляемого генератором, частота которого соответствовала частоте кардиосигнала.

В качестве модели электрокардиосигнала использовался генератор синусоидальных колебаний амплитудой 1 мВ, включенный последовательно во входную цепь инструментального усилителя, частота которого также соответствовала частоте кардиосигнала.

Частоты среза фильтров нижних частот в каждом канале подбирали таким образом, чтобы один из них пропускал только постоянную составляющую сигнала (начиная с 0,1 Гц), а другой – полосу частот, которая соответствует полосе частот, занимаемой кардиосигналом (до 50 Гц).

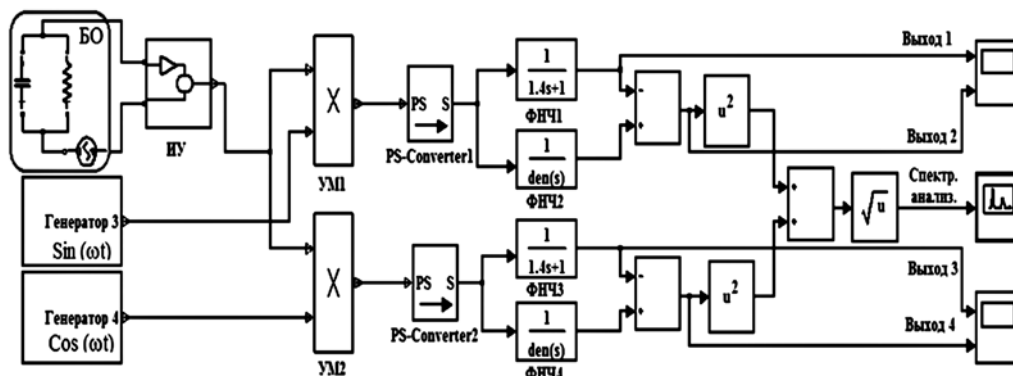


Рис. 1. Модель измерительного тракта для проведения биоимпедансных исследований, полученная в среде Matlab/Simulink: УМ1, УМ2 – умножители; ФНЧ1, ФНЧ2, ФНЧ3, ФНЧ4 – фильтры низких частот

При исследовании помехоустойчивости модели измерительного тракта на его входе применяли квадратурный детектор, что позволило исследовать помехозащищенность только по одному каналу. Так как в качестве модели полезного сигнала и помехи использовались сигналы, мощность которых сосредоточена на одной гармонике, для оценки соотношения сигнал/помеха применяли спектральный анализатор, включение которого в измерительный тракт показано на *рис. 1*, окно настройки представлено на *рис. 2а*, а его условное обозначение в библиотеке Simulink Extras_ Additional sinks представлено на *рис. 2б*.

Блок спектрального анализатора имеет следующие параметры:

- Length of buffer – длина буфера в отсчетах;
- Number of point for fft – число отсчетов, по которым вычисляется быстрое преобразование Фурье;

- Plot after how many points – начальный отсчет для построения графика;
- Sample time – шаг дискретизации в секундах.

На *рис. 3* представлены окна спектрального анализатора при моделировании ЭКС (а) и гемодинамики (б). Они содержат три графика:

- график временной зависимости входного сигнала;
- график амплитудно-частотной характеристики мощности входного сигнала;
- график зависимости фазы от частоты.

Масштабы графиков линейные. Спектр вычисляется приближенно, на основе быстрого преобразования Фурье (БПФ). Можно заметить, что спектрограмма гораздо больше напоминает кривые, созданные реальными анализаторами спектра, чем получаемые теоретически. В частности, линии первой и высших (в данном случае нечетных) гармоник представлены

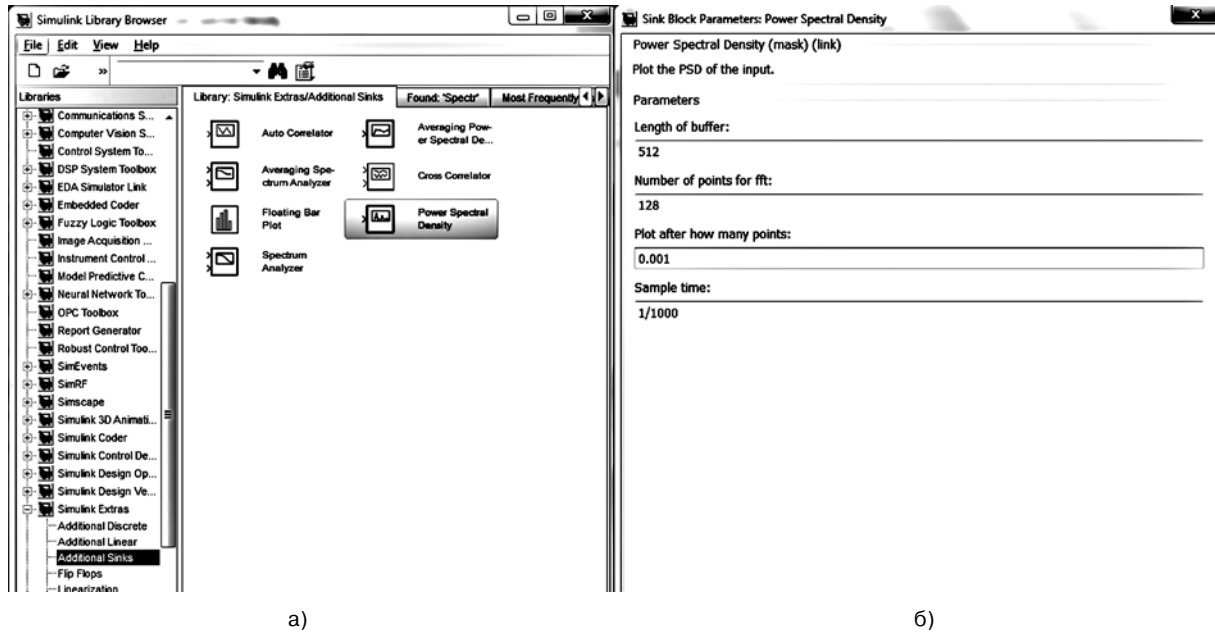


Рис. 2. Спектральный анализатор: а) окно настройки; б) библиотека Simulink Extras_ Additional sinks

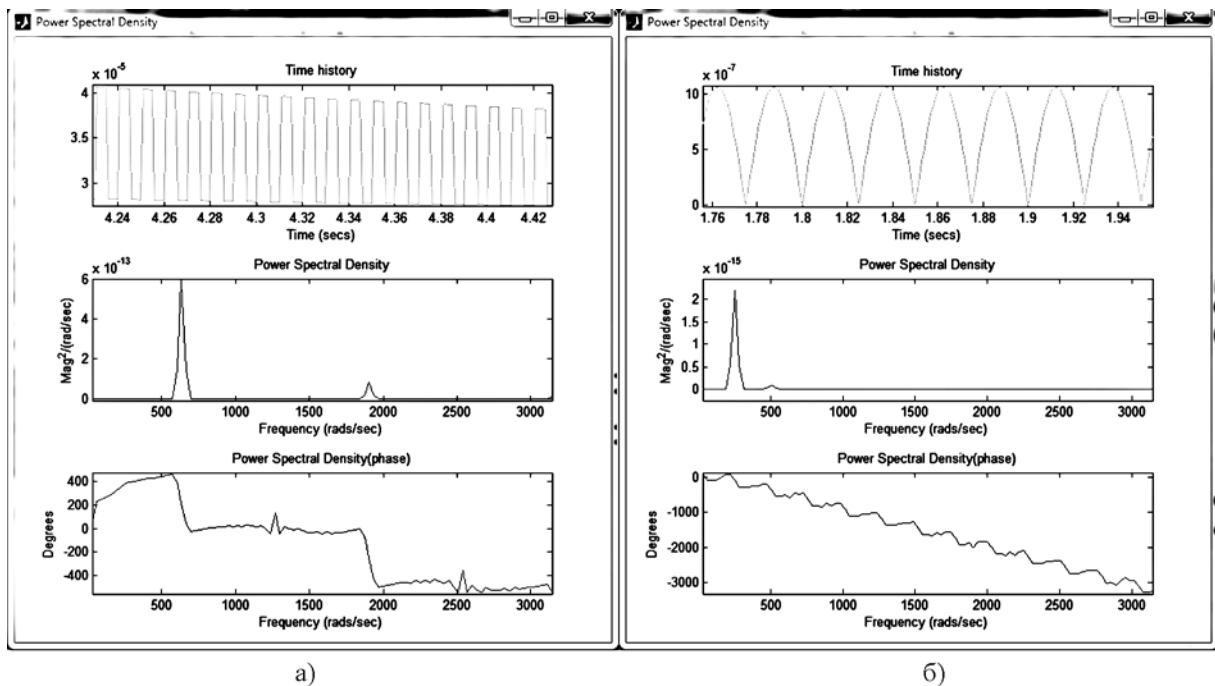


Рис. 3. Окна спектрального анализатора: а) электрокардосигнал; б) реосигнал

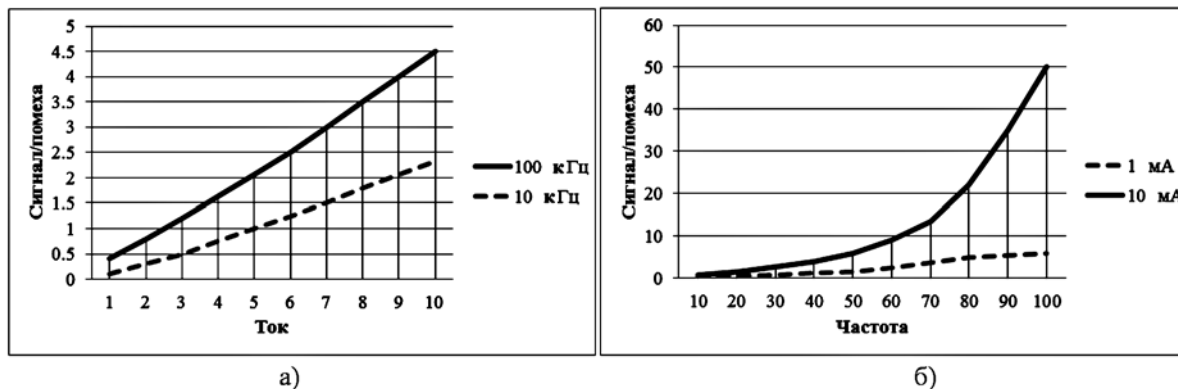


Рис. 4. Зависимости соотношения сигнал/помеха от величины тока зондирования на частоте зондирующего тока 100 и 10 кГц (а); зависимости соотношения сигнал/помеха от частоты зондирующего тока при амплитудных значениях токов зондирования $i_A = 1$ мА и $i_A = 10$ мА (б)

колоколообразными кривыми, а не четкими вертикальными отрезками прямых. Как достоинство спектрограмм можно отметить широкий диапазон представления углов без характерных разрывов фазы, возникающих при ограничении изменения фазы, например в диапазоне углов от 0 до 360° (от 0 до 2π радиан) [3].

Так как спектры сигнала и помехи неразделимы, то для определения помехоустойчивости измерительного тракта использовалось временное разделение сигналов. Это допустимо в случае линейности моделей функциональных элементов, входящих в измерительный тракт. Временное разделение сигнала и помехи увеличивало в два раза время эксперимента. Для ускорения проведения эксперимента в модели вводилось частотное масштабирование (полагалось, что первая гармоника кардиосигнала равна не 1, а 10 Гц).

Помехоустойчивость биоимпедансных исследований повышается по мере роста зондирующего тока, но возможности увеличения зондирующего тока ограничены мощностью источника питания прибора (при автономном питании, что целесообразно или необходимо во многих случаях) и болевым порогом, который снижается по мере увеличения частоты зондирующего тока. При нулевой частоте зондирующий ток составляет несколько микроампер, а при максимальной частоте – порядка нескольких миллиампер. Соотношение сигнал/помеха определялось отношением пиковых спектральных мощностей сигнала и помехи. Так как полоса частот электрокардиосигнала перекрывает полосу частот динамической составляющей биоимпеданса, эти сигналы были искусственно разнесены на одну декаду, при использовании частот зондирующего тока порядка 10 кГц и выше.

Зависимости соотношения сигнал/помеха от амплитуды тока зондирования представлены на рис. 4а.

Помехоустойчивость измерения динамической составляющей биоимпеданса повышается по мере роста частоты зондирующего тока.

Зависимости соотношения сигнал/помеха от частоты зондирующего тока представлены на рис. 4б. Целесообразность таких исследований особенно актуальна при многочастотном биоимпедансном анализе, когда кривая рис. 4б является индикатором целесообразности снижения частоты зондирующего тока и показателем необходимости структурных и схемотехнических решений, повышающих соотношение сигнал/помеха в измерительном тракте.

Заключение

Предложена технология моделирования биоимпедансных исследований, в которой используются как физические, так и математические модели блоков и компонентов виртуального биоимпедансного анализатора, получаемые из библиотек пакета Simulink среды MATLAB. Ее использование позволит оптимизировать параметры зондирующего тока по отношению сигнал/помеха, а также определять предельные ресурсы схемотехнического решения измерительного тракта относительно этого показателя.

Исследования выполнены при поддержке гранта Президента Российской Федерации МК-2870.2013.8.

Список литературы:

1. Цветков А.А. Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики. – М.: Издательство Фирма «Слово», 2010. 330 с.
2. Дегтярев С.В., Шаталова О.В., Рыбочкин А.Ф., Кузьмин А.А. Моделирование биоимпедансных исследований средствами MATLAB // Медицинская техника. 2013. № 4. С. 27-29.
3. Брылина О.Г., Цытович Л.И. Многозонные развертывающие преобразователи для систем управления электроприборами. Уч. пособие к лаб. работам. – Челябинск: Издательский центр ЮУрГУ, 2010. С. 75-77.

Мохаммед Авад Али,
 аспирант,
 Ольга Владимировна Шаталова,
 канд. техн. наук, доцент,
 кафедра биомедицинской инженерии,
 ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
 государственный университет»,
 Аль-Кдаси Адел Мохаммед,
 канд. техн. наук, доцент,
 Университет Сана, г. Сана, Йемен,
 Владимир Николаевич Снопков,
 д-р мед. наук, профессор,
 кафедра биомедицинской инженерии,
 ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
 государственный университет»,
 г. Курск,
 e-mail: shatolg@mail.ru