

УДК 53.083.2

РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО МОНИТОРА ЖИЗНЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА

П. А. Кобрисев¹, Т. С. Туйкин², А. В. Корженевский²

¹ Национальный ядерный университет МИФИ, 115409, Москва, Каширское ш., 31

² Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН,
125009, Москва, Моховая 11-7

Статья поступила в редакцию 14 апреля 2017 г.

Аннотация. Предложен способ импедансометрии, не требующий контакта с человеческим телом. Представлена и обоснована модель измерений сердечного ритма и дыхания с помощью такого способа. Предложены конструкции чувствительных элементов, их материалы. Экспериментальным путем оптимизированы катушки индуктивности по показателям добротности и резонансной частоте колебательного контура. Разработана схема приема и обработки сигнала. Поставлен эксперимент по взаимодействию датчиков с биологическим объектом.

Ключевые слова: импеданс, пульс, дыхание, катушка индуктивности, синхронный детектор.

Abstract. Monitoring of heart and lung activity is of vital importance for elderly people and people at risk especially when they are sleeping. Changes in body impedance reflect vital parameters. A measurement system based on electromagnetic induction can monitor these changes. The important benefit is such system requires no contact with human body. A sinusoidal signal (0,1 – 10 MHz) from the signal generator is amplified and feeds the excitation coils and thus generates the excitation field. This field penetrates the body and induces an eddy current. This eddy current leads to a re-induced magnetic field, which superimposes the excitation field. The resulting field is measured by the receiver coils. In this paper the two variants of sensor construction are presented: a transformer and a plain coil. Both of them combine excitation and measurement, and both of them can be used as wearable

electronics. The parameters of coils are optimized by resonance frequency and factor of merit. The signal from coil is processed using electronics and microcontroller. The variations of signal are detected with synchronous demodulator and then passed through the low-pass filter. The result of measurement is visualized using computer application. The development should be continued to improve noise rejection and to delete motion artefacts.

Key words: impedance, pulse, respiration, coil, synchronous demodulator.

Практическое применение биоимпедансного анализа тела берет своё начало с 1960-х годов. Суть этого метода состоит в измерении электрического сопротивления различных частей тела. Импеданс Z имеет две составляющие: активное R и реактивное X_c сопротивление:

$$Z^2 = R^2 + X_c^2 \quad (1)$$

Активное сопротивление связано с проводящей средой, то есть с внеклеточными и внутриклеточными водными растворами электролитов. Эта составляющая обуславливает преобразование энергии проходящего электрического тока в тепло. Емкостная компонента создается диэлектрическими перегородками, в биологических объектах таковыми являются мембраны клеток. В результате в емкости накапливаются заряд и электрическая энергия [1].

Биоимпедансный анализ нашел своё применение в кардиологии и пульмонологии – импедансная плетизмография (реография). Дело в том, что импеданс человеческого тела – величина не постоянная. Она зависит от множества факторов, в том числе в ней содержатся периодические изменения, связанные с сердечный ритмом и дыханием человека. Регистрируя эти изменения бесконтактно, можно осуществлять постоянный мониторинг здоровья человека, что актуально для пожилых людей и людей в группе риска сердечно-сосудистых заболеваний, особенно во время сна.

Измерительные системы, основанные на явлении электромагнитной индукции, справляются с этой задачей. В качестве чувствительного элемента могут выступать две катушки [2], [3]. В одной катушке возбуждается переменное магнитное поле, индуцирующее вихревые токи, пронизывающие человеческое тело. Они же, в свою очередь, порождают магнитное поле, которое складывается с возбуждающим и регистрируется в приемной катушке.

В работе [4] представлен вариант, где в одной катушке происходит и возбуждение, и прием сигнала. При этом измерительную систему предполагается вшивать в одежду. В нашей работе предлагается усовершенствованный вариант чувствительного элемента системы, позволяющий использовать монитор в качестве носимой электроники, не привязываясь к одежде, при этом обладающий метрологическими характеристиками, достаточными для выделения сердцебиения и дыхательной активности на фоне шума.

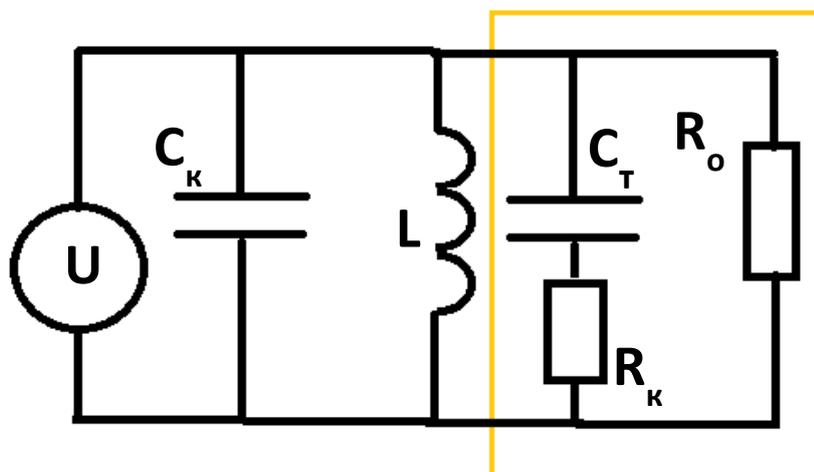


Рисунок 1. Эквивалентная схема измерений

На рисунке 1 предложена схема измерений сердечного ритма и дыхания человека, в жёлтом прямоугольнике – упрощенная эквивалентная схема тела. В качестве чувствительного элемента используется катушка индуктивности, через которую пропускается переменный ток. Частота переменного тока, питающего катушку, лежит в пределах от 0.1 МГц до 10 МГц. Диапазон выбран из

соображений, что частота должна быть достаточно высокой для детектирования вариаций сигнала, но при этом ограничена сверху из-за влияния скин-эффекта. Как известно, на высоких частотах катушка индуктивности представляет собой распределенную систему, обладающую емкостью C_k , в эквивалентной схеме включенной параллельно индуктивности. Таким образом катушка представляет собой параллельный колебательный контур, и при совпадении частоты питающего тока и частоты RLC-контра в последнем наступает токовый резонанс. Одна из характеристик колебательной системы – добротность контура. Она зависит от сопротивления потерь, в данном случае на вихревые токи. Роль сопротивления потерь играет биологический объект. При его наличии вблизи чувствительного элемента меняются амплитуда и острота резонанса, изменения регистрируются с помощью синхронных детекторов. Синхронные детекторы предназначены для квадратурной демодуляции, то есть выделения полезного сигнала из модулированного [5]. В качестве демодуляторов используются аналоговые ключи. В одном синхронном детекторе модулированный сигнал умножается на опорный с несущей частотой (2), а в другом синхронном детекторе – на сигнал, задержанный на $\pi/2$ по фазе по отношению к току генератора (3).

$$u_I = [a(t) \cdot \cos(\omega t) + b(t) \cdot \sin(\omega t)] \cdot \cos \omega t = 0,5 \cdot a(t) + 0,5 \cdot a(t) \cdot \cos(2\omega t) + 0,5 \cdot b(t) \cdot \sin(2\omega t) \quad (2)$$

$$u_Q = [a(t) \cdot \cos(\omega t) + b(t) \cdot \sin(\omega t)] \cdot \sin \omega t = 0,5 \cdot b(t) + 0,5 \cdot a(t) \cdot \sin(2\omega t) - 0,5 \cdot b(t) \cdot \cos(2\omega t) \quad (3)$$

где ω – частота питающего тока, $a(t)$ и $b(t)$ – компоненты комплексной амплитуды. Таким образом на выходах детекторов формируются напряжения U_I и U_Q , пропорциональные, соответственно, активной и реактивной составляющей импеданса.

Далее, чтобы выделить полезный сигнал, используются фильтры нижних частот, отсекающий компоненты с частотой 2ω . После этого сигнал поступает

на 14-битный АЦП, встроенный в микроконтроллер, по интерфейсу USB передается на компьютер.

В качестве чувствительного элемента были разработаны две катушки: трансформатор и плоская. Трансформатор представляет собой тороидальную катушку и один виток провода (например, вокруг запястья, в качестве браслета). Виток провода и катушка электрически не связаны, а взаимодействие осуществляется посредством магнитного поля.

Плоская катушка (рисунок 2) представляет собой печатный медный проводник, заключенный в текстолит. В этом исполнении катушку предполагается располагать в нагрудном кармане. Обмотка катушки защищена от действия электрических помех медным не сплошным проводником.

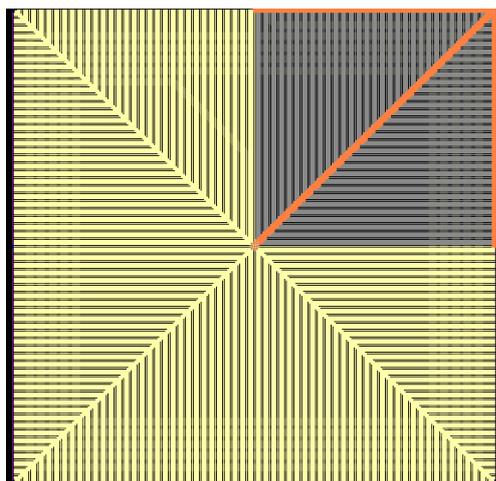


Рисунок 2. Плоская катушка

При оптимизации датчиков преследовались две цели: с одной стороны, частота колебательного контура, который из себя представляет катушка на высоких частотах, должна попасть в пределы рекомендуемого диапазона, а с другой стороны, необходимо сделать паразитную емкость катушки как можно меньшей, чтоб повысить добротность контура. Катушки подбирались экспериментальным путем, результаты исследования и основные параметры катушек продемонстрированы в таблице 1.

Также был поставлен эксперимент по взаимодействию датчиков с человеческим телом. На рисунках 3 и 4 можно наблюдать результаты. Сигнал с

катушек обрабатывался разработанной схемой, результаты визуализировались через приложение на компьютере.

Таблица 1. Параметры катушек

Величина	Плоская катушка	Трансформатор
Резонансная частота колебательного контура	2.58 МГц	4.25 МГц
Добротность (на резонансной частоте)	~2	~6
Количество витков	50	40
Индуктивность	11 мкГн	52 мкГн
Материал обмотки	Медь	Провод с эмалевым высокопрочным покрытием

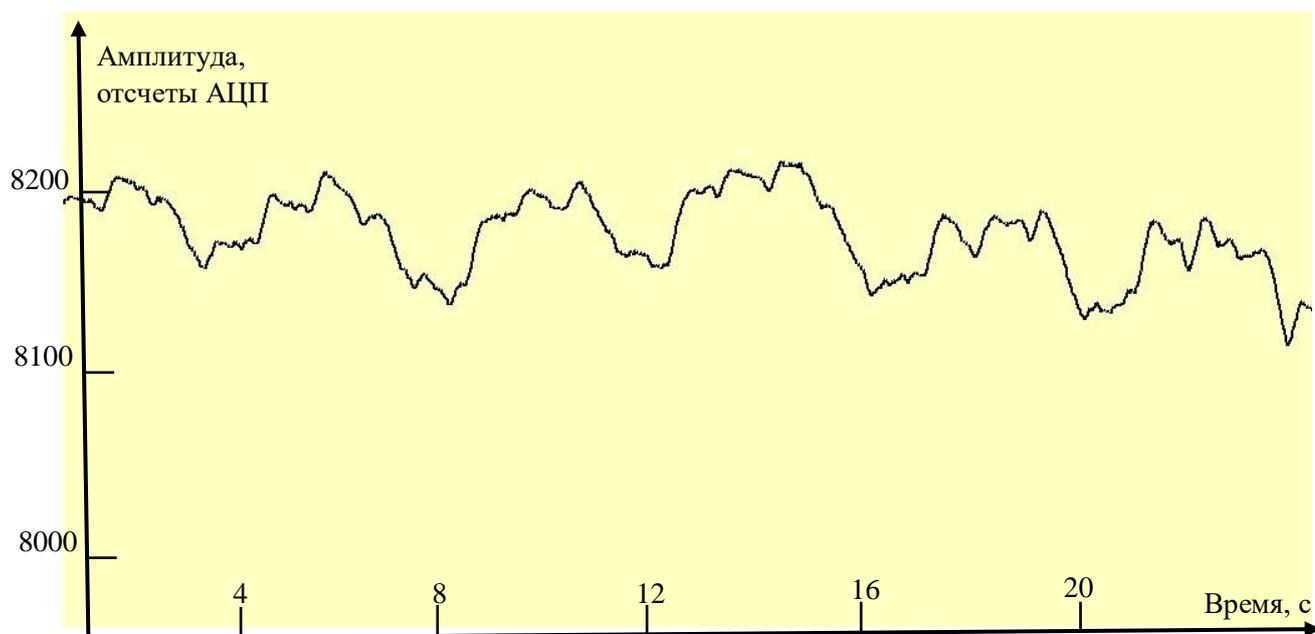


Рисунок 3. Результаты эксперимента (с дыханием)

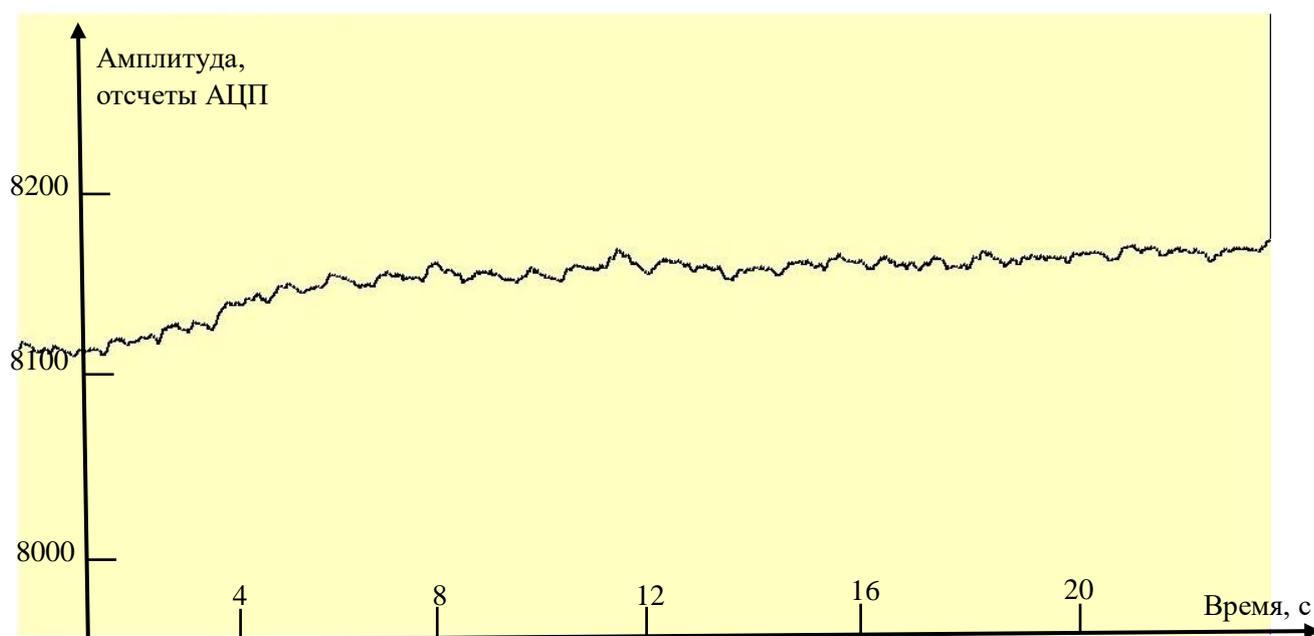


Рисунок 4. Результаты эксперимента (без дыхания)

Результаты эксперимента подтвердили предложенную нами модель измерений. Однако из-за недостаточного соотношения сигнал/шум разработанный монитор не позволяет регистрировать параметры сердечного ритма и дыхания человека с точностью, присущей медицинским приборам. Планируется продолжить исследования с целью подавления помех, удаления артефактов движения и уменьшения погрешности измерений.

Работа выполнена при финансовой поддержке «Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере».

Литература

- [1] Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ человеческого тела. М: «Наука», 2009.
- [2] M. Steffen, S. Leonhardt // Acta Polytechnica Vol. 48. 2008. No.3
- [3] M. Steffen, K. Heimann, N. Bernstein, S. Leonhardt // Physiol. Meas. 2008. No.29
- [4] D. Teichmann, A. Kuhn, S. Leonhardt, M. Walter // Sensors. 2014. No.14.
- [5] Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. СПб: «Питер», 2002.

Ссылка на статью:

П.А.Кобрисев, Т.С.Туйкин, А.В.Корженевский. Разработка бесконтактного монитора жизненных показателей человека. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2017. №4. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/apr17/10/text.pdf>