

DOI: 10.17725/rensit.2024.16.043

## Исследование способа измерения артериального давления ёмкостным интегрированным датчиком

Мовчан А.К., Ломаков Е.В., Рогожников Е.В., Савенко К.В.

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, <https://tusur.ru/>  
Томск 634050, Российская Федерация

E-mail: [ltaak@tu.tusur.ru](mailto:ltaak@tu.tusur.ru), [evgenii.v.lomakov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.lomakov@tusur.ru), [evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru), [kirill.savenko@tusur.ru](mailto:kirill.savenko@tusur.ru).

Поступила 19.10.2023, рецензирована 26.10.2023, принята 02.11.2023, опубликована 15.03.2024.

Представлена действительным членом РАЕН В.В. Колесовым

**Аннотация:** Исследован способ беспроводного измерения параметров кровяного потока с помощью имплантируемого пассивного ёмкостного датчика и внешнего считывающего устройства. Данное устройство предназначено для измерения параметров кровяного потока в теле человека посредством установки пассивного ёмкостного датчика и индуктивной связи с внешним считывающим устройством. Способ беспроводного измерения основан на связи резонансных контуров на рабочей частоте 10 МГц. Представлен математический расчёт схемы устройства, результатом которого являлись зависимости выходного напряжения внешнего считывающего устройства от изменения ёмкости в имплантируемом пассивном датчике. Получены значения потенциальной чувствительности устройства. Представлен изготовленный макет устройства и его параметры. С помощью макета произведено исследование зависимости коэффициента связи контуров при использовании катушек внешнего считывающего устройства разных габаритов. Также произведено измерение выходного напряжения внешнего считывающего устройства от величины ёмкости пассивного датчика. Измерена величина реальной чувствительности макета устройства.

**Ключевые слова:** резонансный контур, пассивный датчик, кровяной поток, коэффициент связи, стент, ёмкостной датчик

УДК 621.31

*Для цитирования:* Мовчан А.К., Ломаков Е.В., Рогожников Е.В., Савенко К.В. Исследование способа измерения артериального давления ёмкостным интегрированным датчиком. РЭНСИТ: Радиоэлектроника. Наносистемы. Информационные технологии, 2024, 16(1):43-52. DOI: 10.17725/rensit.2024.16.043.

## Investigation a method for measuring blood pressure with a capacitive integrated sensor

Andrey K. Movchan, Eugeny V. Lomakov, Eugeny V. Rogozhnikov, Kirill V. Savenko

Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, <https://tusur.ru/>  
Tomsk 634050, Russian Federation

E-mail: [ltaak@tu.tusur.ru](mailto:ltaak@tu.tusur.ru), [evgenii.v.lomakov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.lomakov@tusur.ru), [evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru), [kirill.savenko@tusur.ru](mailto:kirill.savenko@tusur.ru).

Received October 19, 2023, peer-reviewed October 26, 2023, accepted November 02, 2023, published March 15, 2024.

**Abstract:** A method of wireless measurement of blood flow parameters is investigated using an implantable passive capacitive sensor and an external reader. This device is designed to measure the parameters of blood flow in the human body, through the installation of a passive capacitive sensor and inductive coupling with an external reader device. The method of wireless measurement is based on the connection of resonant circuits at an operating frequency of 10 MHz. The mathematical calculation of the device circuit is presented. The result of the calculation was the dependence of the output voltage of the external reader on the change of capacitance in the implanted passive sensor. The values of the potential sensitivity of the device are obtained. The manufactured layout of the device and its parameters are presented. The mock-up allowed to investigate the dependences

of the coupling factor of the circuits when using coils of an external reader of different sizes. Also the measurement of the output voltage of the external reader from the value of the passive sensor capacitance was made. The value of real sensitivity of the device layout was measured.

*Keywords:* resonant circuit, passive sensor, blood flow, coupling factor, stent, capacitive sensor

UDC 621.31

*For citation:* Andrey K. Movchan, Eugeny V. Lomakov, Eugeny V. Rogozhnikov, Kirill V. Savenko. Investigation a method for measuring blood pressure with a capacitive integrated sensor. *RENSIT: Radioelectronics. Nanosystems. Information Technologies*, 2024, 16(1):43-52e. DOI: 10.17725/j.rensit.2024.16.043.

## СОДЕРЖАНИЕ

1. ВВЕДЕНИЕ (44)
  2. ПРИНЦИП ИЗМЕРЕНИЯ (45)
  3. МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ (46)
  4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ (49)
  5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ (51)
- ЛИТЕРАТУРА (52)

### 1. ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) остаются ведущей формой смертности во всем мире, которые, возможно, затронут каждого третьего из нас. Атеросклероз – это прогрессирующая форма ССЗ, характеризующая незаметное развитие жировых бляшек, вызванных пролиферацией гладкомышечных клеток сосудов и притоком воспалительных клеток и белков [1]. Это приводит к сужению кровеносных сосудов и ограничению кровотока, что влечет за собой большинство сердечных приступов и инсультов. Несмотря на интенсивные исследования и многочисленные испытания лекарственных препаратов, проблема остается неразрешенной. Последствия сужения сосудов часто требует хирургического вмешательства, одним из которых является эндопротезирование аневризм артерий стент-графтом. Несмотря на успешное вскрытие сосудов и восстановление кровотока, может возникнуть рестеноз стента. Для ранней диагностики рестеноза и мониторинга кровотока в режиме реального времени стенты разрабатываются с интеграцией устройств, включающих различные датчики, а также систему беспроводной связи. Интегрируемые устройства могут подразделяться на активные и пассивные. Преимуществом активных устройств является высокий уровень функциональности, поскольку электронные схемы и устройства электропитания интегрированы вместе. Однако такие устройства имеют недостаток в встроенном устройстве

электропитания, которое имеет ограничение по сроку службы. Следовательно, такого рода устройства непригодны для имплантации в организм человека или в кровеносный сосуд. Также активные устройства могут иметь беспроводную связь, как описано в статье [2], но в данной работе описано моделирование с использованием оптимального источника тока, а также предполагается использование сложных схем, что повысит стоимость такого датчика. Пассивные же устройства не нуждаются в постоянном источнике питания, но имеют более низкую эффективность по сравнению с активными, а также имеют более низкую стоимость изготовления. Интегрируемое пассивное устройство, как правило, включает в себя конденсатор и катушку индуктивности, в роли которой может выступать обычная катушка индуктивности или артериальный стент [3].

Существуют различные варианты исполнения интегрируемых пассивных устройств. В одной из рассматриваемых статей описан вариант реализации, где внешний источник сигнала создает радиочастотное поле, которое воздействует на резонансный контур пассивного устройства. Пассивное устройство имеет резонансную частоту, обусловленную индуктивностью и ёмкостью. В процессе работы пассивного устройства в резонансном контуре формируются колебания на частоте внешнего источника. Затем внешнее устройство за счет индуктивной связи с пассивным датчиком получает параметр, связанный с колебаниями, для оценки характеристик потока жидкости через стент. Несмотря на объем данного исследования, рабочее расстояние датчика составляет несколько миллиметров, что недостаточно для работы датчика в теле человека [4].

Также в статьях [5,6] рассмотрены варианты исполнения встраиваемых антенн в пассивные

датчики, которые позволяют улучшить эффективность беспроводной передачи энергии и данных.

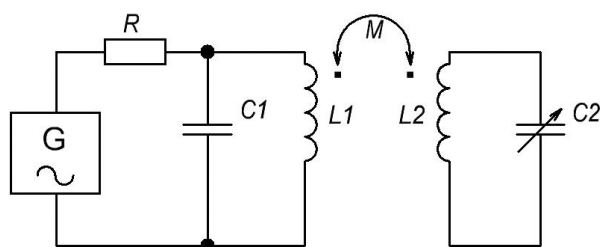
Исходя из вышеописанного, можно сделать вывод, что активно ведутся разработки в области имплантируемых датчиков для мониторинга параметров кровяного потока. Было установлено, что методы раннего обнаружения рестеноза нуждаются в дальнейшем исследовании и развитии, включая интегрируемые датчики и внешние считывающие устройства.

В данной работе рассмотрена возможность реализации дистанционного измерения параметров кровяного потока за счет интегрируемого пассивного ёмкостного датчика, индуктивно связанного с внешним устройством считывания.

## 2. ПРИНЦИП ИЗМЕРЕНИЯ

Принцип измерения реализован следующим образом: внешнее устройство считывания и пассивный датчик представляют из себя первичный и вторичный резонансный контур, схематично представленный на **Рис. 1**. Первичный контур состоит из катушки индуктивности  $L_1$  и конденсатора  $C_1$ , образующие LC-колебательный контур. Также в схему включен генератор сигнала для формирования колебания с определенной частотой. Вторичный контур также включает в себя катушку индуктивности  $L_2$  и переменный конденсатор  $C_2$ , имитирующий ёмкостной датчик, образуя LC-колебательный контур.

Вторичный контур получает энергию от первичного контура за счет их индуктивной связи. При этом кровяной поток воздействует на ёмкостный датчик, тем самым воздействуя за счет индуктивной связи на параметры первичного контура.



**Рис. 1.** Упрощенная электрическая схема.

Резонансная частота пассивного устройства может быть выражена как его функция индуктивности  $L$  и ёмкости  $C$ , как показано в уравнении (1):

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}. \quad (1)$$

Величина индуктивности катушки пассивного устройства остается постоянной после изготовления, а ёмкость конденсатора изменяется при изменении параметров кровяного потока. Соответственно, резонансная частота пассивного устройства, согласно выражению (1), также будет зависеть от параметров кровяного потока. Дистанционное определение параметров внутреннего пассивного устройства реализуется за счет индуктивной связи внешнего и внутреннего устройств. В следствии чего, параметры интегрируемого датчика воздействуют на параметры считывающего устройства. Это позволяет на стороне внешнего устройства определить параметры кровяного потока.

Потери энергии при распространении радиочастотных сигналов могут зависеть от множества параметров, включая резонансные частоты двух катушек и их ориентацию. Потери энергии, связанные с распространением сигнала в биологической ткани, зависят от выбора частоты. Если толщина ткани между внешним и внутренним устройствами меньше одной десятой длины волны, то поглощение энергии пропорционально квадрату частоты сигнала. Поэтому рабочая частота сигнала не может быть слишком высокой. Другими словами, система с высокой резонансной частотой способна передавать большое количество энергии, но эта частота должна быть снижена из-за увеличения энергии, поглощаемой тканями организма. С другой стороны, высокие значения добротности трудно получить при низких резонансных частотах. Следовательно, резонансная частота должна быть выбрана в соответствии с факторами применения устройства. В данном исследовании рабочая частота была выбрана равной 10 МГц.

В беспроводных системах передачи энергии, где энергия передается с одной катушки на другую, важна высокая эффективность передачи энергии, за которую, в частности, отвечает высокая добротность, которая позволяет

колебательному контуру сохранять энергию на протяжении длительного времени. Высокая добротность позволяет уменьшить потери энергии и повысить эффективность передачи.

Добротность контура определяется отношением характеристического сопротивления  $\rho$  колебательного контура к внутреннему сопротивлению  $r$  этого контура:

$$Q = \frac{\rho}{r}. \quad (2)$$

Характеристическое сопротивление контура определяется формулой:

$$\rho = \sqrt{\frac{L}{C}}. \quad (3)$$

Внутреннее сопротивление внешнего контура выбрано  $r = 0.1$  Ом, а необходимая добротность не менее 500. Исходя из условия частоты колебаний контура, равной  $f = 10$  МГц, и формулы (4):

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}. \quad (4)$$

параметры колебательного контура получаются равными  $L = 800$  нГн и  $C = 320$  пФ.

### 3. МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

Идея бесконтактного пассивного датчика параметров кровяного потока, исследуемого в данной работе, основана на индуктивно связанных резонансных контурах, как показано на Рис. 2.

Резонансный контур интегрированной части датчика образован элементами  $L_2$ ,  $r_2$  и ёмкостным датчиком  $C_2$ , а внешний контур

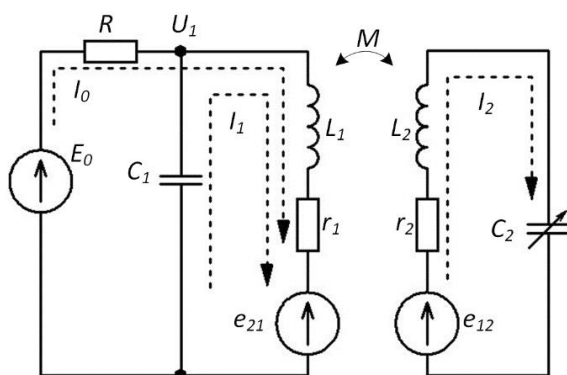


Рис. 2. Электрическая схема датчика.

считывающей части образован элементами  $L_1$ ,  $r_1$ ,  $C_1$ . Эквивалентные источники  $e_{21}$  и  $e_{12}$  отражают взаимную электродвижущую силу (ЭДС), которая наводится в каждый из контуров за счет действия индуктивной связи. Источник  $E_0$  является источником энергии в данной схеме и формирует гармоническую ЭДС с круговой частотой  $\omega$ .

Выходным параметром считывающей части датчика является напряжение  $U_1$  внешнего контура считывания, которое в данном случае определяется параметрами схемы и, в частности, ёмкостью ёмкостного датчика  $C_2$ , что и используется в устройстве для измерения параметров кровяного потока. Изменение выходного параметра  $U_1$  может быть определено с помощью линейного амплитудного детектора.

Для оценки потенциальной чувствительности датчика необходимо определить зависимость  $U_1(C_2)$ , отражающую связь между выходным напряжением  $U_1$  считывающей части и ёмкости ёмкостного датчика  $C_2$  интегрированной части устройства. Для определения  $U_1(C_2)$  применим метод контурных токов [7] к схеме, изображенной на Рис. 2. Система уравнений контурных токов для схемы, изображенной на Рис. 2, имеет следующий вид:

$$\begin{cases} (R + r_1 + j\omega L_1)I_0 + (r_1 + j\omega L_1)I_1 - e_{21} = E_0, \\ (r_1 + j\omega L_1)I_0 + (r_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1})I_1 - e_{21} = 0, \\ (r_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2})I_2 - e_{12} = 0. \end{cases} \quad (5)$$

ЭДС взаимной индукции  $e_{21}$  и  $e_{12}$  в соответствующих контурах определяются следующим образом:

$$e_{21} = j\omega M I_2, \quad (6)$$

$$e_{12} = j\omega M (I_0 + I_1), \quad (7)$$

где  $M$  – взаимная индуктивность связанных контуров, определяемая как:

$$M = k\sqrt{L_1 L_2}, \quad (8)$$

где  $k$  – коэффициент связи связанных контуров, определяемый взаимной конфигурацией

обмоток индуктивностей  $L_1$  и  $L_2$  и расстоянием между ними.

Далее для упрощения представления результатов решения контурных уравнений (5) используются следующие сокращения:

сопротивление связи

$$X_M = \omega M, \quad (9)$$

последовательный импеданс контура считывания  $Z_1$

$$Z_1 = r_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1}, \quad (10)$$

импеданс  $L_{1r1}$  ветви контура считывания  $Z_{11}$

$$Z_{11} = r_1 + j\omega L_1, \quad (11)$$

последовательный импеданс интегрированного контура  $Z_2$

$$Z_2 = r_2 + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2}. \quad (12)$$

С учетом выше указанных сокращений система уравнений контурных токов для схемы, изображенной на Рис. 2, будет иметь следующий вид:

$$\begin{cases} (R + Z_{11})I_0 + Z_{11}I_1 - jX_M I_2 = E_0, \\ Z_{11}I_0 + Z_1I_1 - jX_M I_2 = 0, \\ Z_2I_2 - jX_M(I_0 + I_1) = 0. \end{cases} \quad (13)$$

Решением системы уравнений (5) будут выражения для токов, соответствующих ветвей цепи, изображенной на Рис. 2. В частности, выражение для тока  $I_0$ , питающего считывающий контур, имеет следующий вид:

$$I_0 = \frac{E_0}{R + Z_{11} + \frac{X_M^2}{Z_2} - \frac{\left(Z_{11} + \frac{X_M^2}{Z_2}\right)^2}{Z_1 + \frac{X_M^2}{Z_2}}}. \quad (14)$$

В выражении (14) слагаемое  $X_M^2 / Z_2 = Z_{ins}$  является величиной вносимого сопротивления из интегрированного контура в контур считывания. Вносимое сопротивление  $Z_{ins}$  является следствием индуктивной связи контуров и определяется величиной коэффициента связи  $k$  и, что важно, параметрами интегрированного контура. С учетом введённого обозначения, вносимого сопротивление как  $Z_{ins}$  выражение для тока  $I_0$  принимает следующий вид:

$$I_0 = \frac{E_0}{R + Z_{11} + Z_{ins} - \frac{(Z_{11} + Z_{ins})^2}{Z_1 + Z_{ins}}}. \quad (15)$$

Из уравнений (13) так же можно определить значения остальных токов, используя ток  $I_0$ . Таким образом выражение для тока  $I_1$  контура считывания имеет следующий вид:

$$I_1 = \frac{Z_{11} + Z_{ins}}{Z_1 + Z_{ins}} I_0. \quad (16)$$

Выражение для тока  $I_2$  интегрированного контура:

$$I_2 = \frac{jX_M}{Z_2} (I_0 + I_1). \quad (17)$$

Напряжение  $U_1$  на контуре считывания может быть получено следующим образом:

$$U_1 = E_0 - RI_0. \quad (18)$$

Выражение (18) с учетом (15) приводит к следующему результату для  $U_1$ :

$$U_1 = E_0 \left[ 1 - \frac{R}{R + Z_{11} + Z_{ins} - \frac{(Z_{11} + Z_{ins})^2}{Z_1 + Z_{ins}}} \right]. \quad (19)$$

На Рис. 3 представлены зависимости абсолютного значения напряжения на контуре считывания от частоты  $U_1(f)$ . Зависимости построены для трех значений коэффициента связи  $k_1 = 0.05$ ,  $k_2 = 0.01$ ,  $k_3 = 0.005$  и диапазона частот  $f$  от 9.5 МГц до 10.5 МГц. Значения параметров элементов схемы (Рис. 2) следующие:  $E_0 = 10$  В,  $R = 1$  кОм,  $L_1 = L_2 = 800$  нГн,  $C_1 = C_2 = 320$  пФ,  $r_1 = 0.1$  Ом,  $r_2 = 1$  Ом.

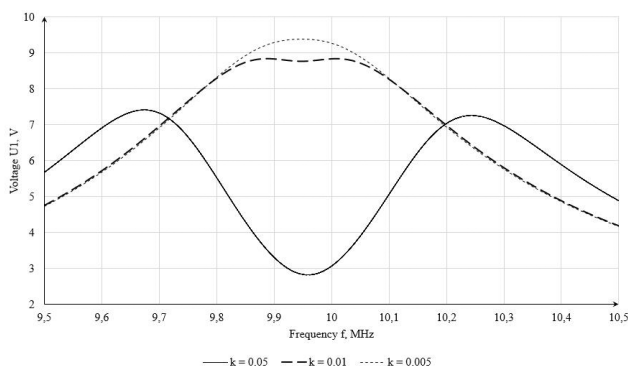


Рис. 3. Зависимости абсолютного значения напряжения на контуре считывания от частоты.

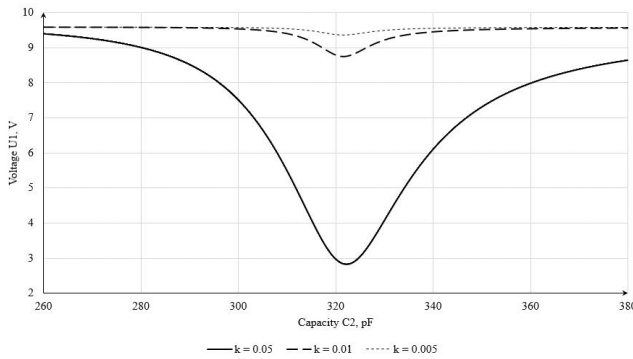


Рис. 4. Зависимости абсолютного значения напряжения на контуре считывания от ёмкости  $C_2$ .

Для оценки потенциальной чувствительности датчика необходимо определить напряжение  $U_1$  на контуре считывания и его зависимость от ёмкости ёмкостного датчика интегрированного контура.

На Рис. 4 представлены зависимости абсолютного значения напряжения на контуре считывания от величины ёмкости датчика интегрированного контура  $U_1(C_2)$ .

Зависимости построены для трех значений коэффициента связи  $k_1 = 0.05$ ,  $k_2 = 0.01$ ,  $k_3 = 0.005$  и диапазона изменения  $C_2$  от 260 пФ до 380 пФ. Значения параметров элементов схемы (Рис. 2) следующие:  $R = 1$  кОм,  $L_1 = L_2 = 800$  нГн,  $C_1 = 320$  пФ,  $r_1 = 0.1$  Ом,  $r_2 = 1$  Ом,  $f = 10$  МГц.

В данном случае для определения потенциальной чувствительности датчика необходимо найти зависимость изменения  $\Delta U_1$  напряжения на контуре считывания при изменении ёмкости  $C_2$  в интегрируемом контуре на величину  $\Delta C$ . То есть необходимо найти дифференциал зависимости  $U_1(C_2)$ :

$$\Delta U_1(C_2) = \frac{\partial}{\partial C_2} U_1(C_2) \cdot \Delta C. \quad (20)$$

Произведено вычисление выражения (5) и построены зависимости  $\Delta U_1(C_2)$  для трех значений коэффициента связи  $k_1 = 0.05$ ,  $k_2 = 0.01$ ,  $k_3 = 0.005$ , частоты  $f = 10$  МГц, диапазона изменения ёмкости  $C_2$  от 260 пФ до 380 пФ и  $\Delta C = 1$  пФ. Остальные параметры элементов схемы (Рис. 2) следующие:  $R = 1$  кОм,  $L_1 = L_2 = 800$  нГн,  $C_1 = 320$  пФ,  $r_1 = 0.1$  Ом,  $r_2 = 1$  Ом.

Исходя из графиков, представленных на Рис. 5, максимальные значения чувствительности  $\Delta U_1(C_2)$  при  $\Delta C = 1$  пФ для каждого из значений

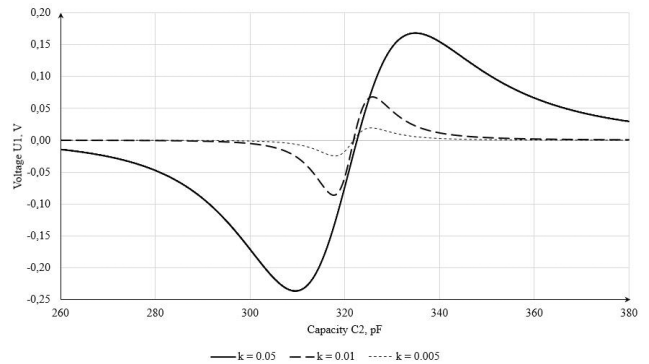


Рис. 5. Зависимости чувствительности датчика от ёмкости  $C_2$ .

коэффициента связи имеют следующие значения: для  $k_1 = 0.05$  максимальная чувствительность достигается при ёмкости ёмкостного датчика  $C_2 = 310$  пФ и составляет  $\Delta U_1(C_2) = -0.237$  В/пФ, для  $k_2 = 0.01$ , при  $C_2 = 317$  пФ,  $\Delta U_1(C_2) = -0.085$  В/пФ, а для  $k_3 = 0.005$ , при  $C_2 = 318$  пФ,  $\Delta U_1(C_2) = -0.024$  В/пФ. Знак минус в  $\Delta U_1(C_2)$  указывает на то, что при увеличении ёмкости  $C_2$  напряжение  $U_1$  уменьшается.

Полученные результаты показывают, что чувствительность данного измерителя зависит от коэффициента связи контуров  $k$ , то есть от взаимной конфигурации обмоток индуктивностей  $L_1$  и  $L_2$  и расстояния между ними.

Представляет собой интерес получение зависимости чувствительности датчика от активного сопротивления потерь  $r_2$  в интегрированном контуре, так как в виду малого габаритного размера катушки  $L_2$  сделать  $r_2$  малой величиной - весьма трудоёмкая задача.

На Рис. 6 представлены зависимости чувствительности датчика  $\Delta U_1(C_2)$  для фиксированного значения коэффициента связи

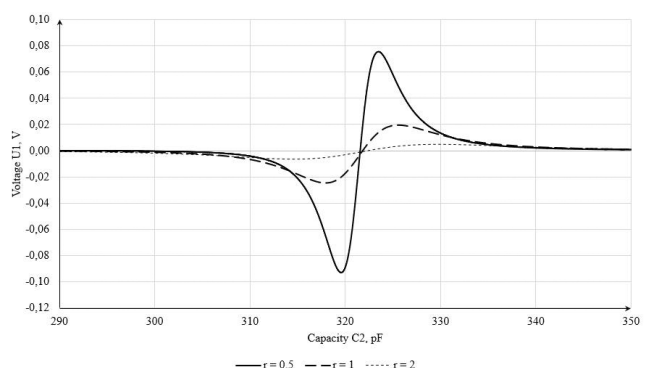


Рис. 6. Зависимости чувствительности датчика от ёмкости  $C_2$ .

$k = 0.005$  и трех значений сопротивления потерь  $r_2$  в интегрированном контуре:  $r_2 = 0.5$  Ом,  $r_2 = 1$  Ом и  $r_2 = 2$  Ом. Частота  $f = 10$  МГц, диапазон изменения ёмкости  $C_2$  от 290 пФ до 350 пФ и  $\Delta C = 1$  пФ. Остальные параметры элементов схемы (Рис. 2) следующие:  $R = 1$  кОм,  $L_1 = L_2 = 800$  нГн,  $C_1 = 320$  пФ,  $r_1 = 0.1$  Ом.

Исходя из графиков, представленных на Рис. 6 максимальные значения чувствительности  $\Delta U_1(C_2)$  при  $\Delta C = 1$  пФ для каждого из значений сопротивления потерь  $r_2$  имеют следующие значения: для  $r_2 = 0.5$  Ом максимальная чувствительность достигается при ёмкости ёмкостного датчика  $C_2 = 319$  пФ и составляет  $\Delta U_1(C_2) = -0.092$  В/пФ, для  $r_2 = 1$  Ом, при  $C_2 = 318$  пФ,  $\Delta U_1(C_2) = -0.02$  В/пФ, а для  $r_2 = 2$  Ом, при  $C_2 = 314$  пФ,  $\Delta U_1(C_2) = -0.006$  В/пФ.

Полученные результаты показывают, что чувствительность данного измерителя также существенно зависит от сопротивления потерь  $r_2$ . При этом для повышения чувствительности устройства необходимо стремиться уменьшать активное сопротивление потерь в катушке  $L_2$  интегрированного контура.

#### 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Исходя из вышеописанного был спроектирован и собран экспериментальный макет для исследования практической реализации описанного метода. В электрическую схему макета, представленную на Рис. 7, входят следующие компоненты: катушка индуктивности  $L_1 = L_2 = 800$  нГн, постоянная ёмкость  $C_1 = C_2 = 300$  пФ, переменная ёмкость  $C_{11} = C_{12} = 2-30$  пФ, резистор  $R_1 = 1$  кОм, генератор синусоидального сигнала с частотой  $G_1$  МГц, варикап  $VD_1 = VD_2 = KB121A$ , ограничивающий резистор  $R_2 = 152$  кОм, генератор линейно-нарастающего напряжения с частотой  $G_2 = 2$  Гц, диод  $VD_{ad} = 1N4148$ , постоянная ёмкость  $C_{ad} = 12$  нФ, резистор  $R_{ad} = 100$  кОм.

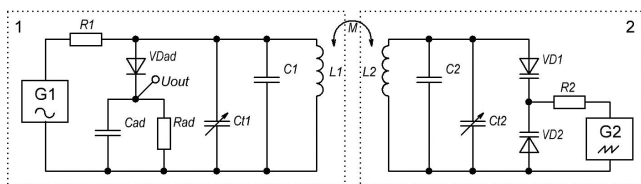


Рис. 7. Электрическая принципиальная схема макета.

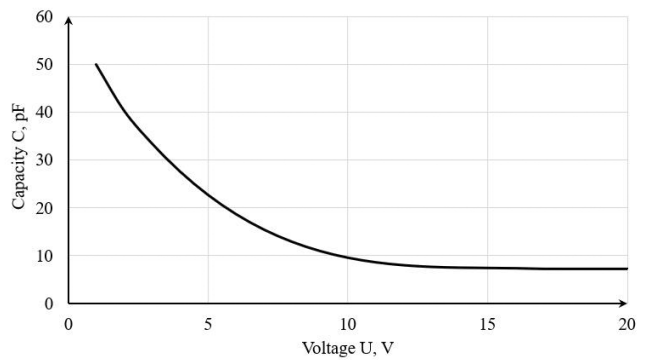


Рис. 8. Вольт-фарадная характеристика варикапа KB121A.

Компоненты  $L_1, C_1, C_{11}$  образуют первичный колебательный контур (контур считывания),  $L_2, C_2, C_{12}$  образуют вторичный колебательный контур (интегрированный контур),  $VD_{ad}, C_{ad}, R_{ad}$  образуют амплитудный детектор первичного контура,  $VD_1, VD_2$  образуют переменную ёмкость, управляемую напряжением для имитации работы ёмкостного датчика интегрированного контура.

Основной характеристикой переменной ёмкости, управляемой напряжением, для данного устройства является зависимость ёмкости от напряжения, представленная на Рис. 8.

Для выделения сигнала, имитирующего давление, необходимо его детектировать с помощью амплитудного детектора. Амплитудный детектор служит для выделения амплитудной огибающей высокочастотного радиосигнала. Расчет параметров амплитудного детектора исходил из условия формулы (17) и параметров экспериментального макета.

$$Xc = \frac{1}{2\pi f \cdot C}. \tag{21}$$

Макет представляет из себя две универсальные печатные платы с распаянной схемой, согласно Рис. 7. Одна из печатных плат закреплена неподвижно и представляет из себя первичный контур. Вторичный контур расположен на подвижной печатной плате, которая имеет возможность перемещения в продольной оси, тем самым дает возможность изменять расстояние между катушками первичного и вторичного контура. Собранный макет представлен на Рис. 9.

Первым этапом работы является исследование зависимости коэффициента связи от фактора катушек. Коэффициент связи катушек

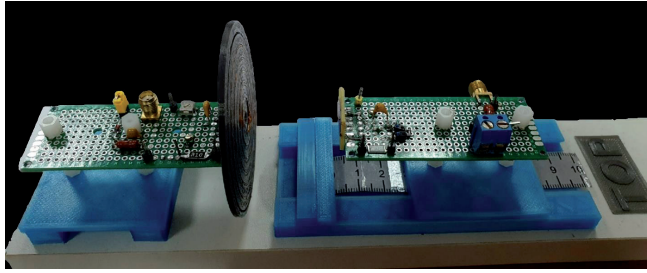


Рис. 9. Экспериментальный макет.

индуктивности определяет степень взаимной индуктивной связи между двумя катушками в электрической цепи. Он показывает, как изменение тока  $I_1$  в одной катушке влияет на индукцию напряжения  $U_2$  в другой катушке. Коэффициент связи зависит от геометрии катушек, расстояния между ними и иных факторов.

Предполагается что катушка индуктивности, входящая в состав пассивного устройства, имеет малые габаритные размеры из-за ограничения, вследствие того, что данная катушка интегрирована в артерию человека. Следовательно, необходимо изменять форм-фактор внешней считывающей катушки для достижения высокого коэффициента связи. В роли катушки индуктивности пассивного устройства была использована плоская спиральная катушка на печатной плате с следующими характеристиками: внешний диаметр  $D = 15$  мм, внутренний диаметр  $d = 2$  мм, ширина печатной дорожки  $W = 0.035$  мм, шаг намотки  $s = 0.6$  мм, толщина печатного проводника  $h = 0.035$  мм, число витков катушки  $N = 11$ , индуктивность  $L = 800$  нГн.

В качестве катушки индуктивности внешнего устройства были использованы следующие катушки, параметры которых представлены в Таблице 1. Катушки 1-3 имеют форму кольца, намотанную виток к витку, катушка 4 имеет форму плоской спирали.

Таблица 1

Параметры внешних катушек

Coil	D, mm	d, mm	N	L, nH
1	22	10	6.3	760
2	28	20	4.25	720
3	64	60	2.25	760
4	54	10	5	850

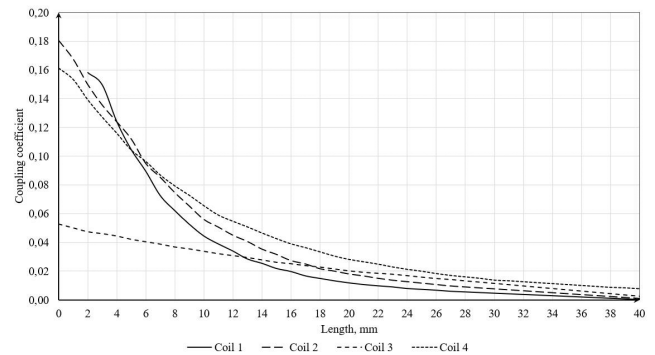


Рис. 10. Экспериментальные зависимости коэффициента связи от расстояния.

При измерении коэффициента связи из схемы, представленной на Рис. 7, были отключены все ёмкостные элементы, а также элементы амплитудного детектора. В результате исследования зависимости коэффициента связи от расстояния для различных внешних катушек индуктивности были получены графики, представленные на Рис. 10. Формула для расчета коэффициента связи (18).

$$k = \frac{U_2}{2\pi f I_1 \sqrt{L_1 L_2}}. \quad (22)$$

Исходя из данных на графике, представленных на Рис. 10, можно сделать вывод о том, что форм-фактор катушек влияет на коэффициент связи. Для дальнейших исследований во внешнем контуре считывания используется катушка 4, ввиду большего коэффициента связи на промежутке от 10 мм до 40 мм.

Следующим этапом работы является измерение вольт-фарадной характеристики датчика, в соответствии со схемой, представленной на Рис. 7. Для имитации изменения давления с генератора на варикап подавалось линейно-нарастающее напряжение. Величина амплитуды изменялась в диапазоне, согласно вольт-фарадной характеристики варикапа, представленной на Рис. 11.

Диапазон изменения ёмкости ограничен вольт-фарадной характеристикой варикапа, в связи с этим показана только часть зависимости выходного напряжения первичного контура от величины ёмкости ёмкостного датчика. Исходя из графика, представленного



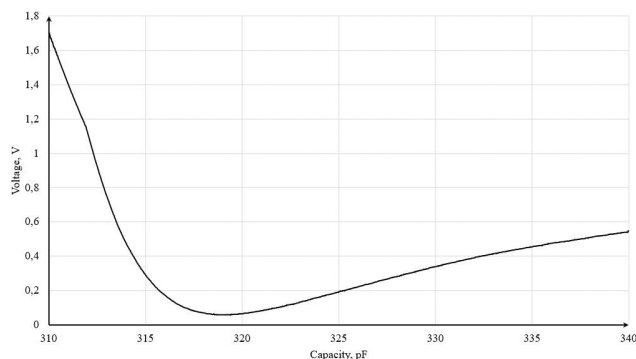


Рис. 11. Экспериментальная вольт-фарадная характеристика датчика.

на Рис. 11, кривая вольт-фарадной характеристики имеет несимметричный характер. Это вызвано различием параметров первичного и вторичного контура, а также нелинейной зависимостью ёмкости варикапа от приложенного напряжения. Максимальное значение реальной чувствительности  $\Delta U_1(C_2)$  составило 30 мВ/пФ.

Далее была произведена имитация изменения артериального давления с помощью генератора  $G_2$  подключенного к вторичному контуру. Генератором  $G_2$  был сформирован кардио-импульс, отсчеты которого представлены на Рис. 12. Данный сигнал, имеющий 438 отсчетов на импульс, с частотой 2 Гц был подан на варикапы (Рис.7), тем самым изменяя суммарную ёмкость вторичного контура.

На Рис. 13 представлена осциллограмма на выходе линейного амплитудного детектора устройства считывания.

Ввиду нелинейности варикапов, различия параметров обеих контуров, малого количества отсчетов на импульс, график выходного

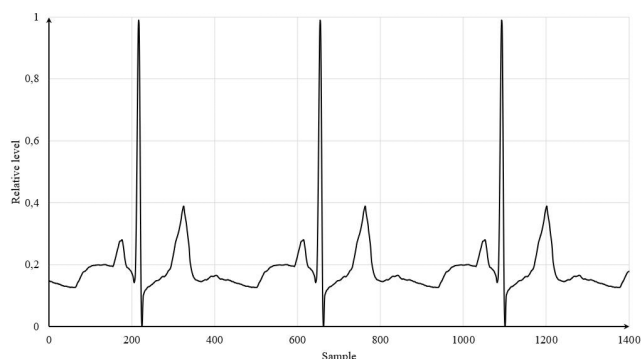


Рис. 12. Кардио-импульс.



Рис. 13. Выходной сигнал контура считывания.

сигнала контура считывания имеет некоторые отличия от сигнала, загружаемого в генератор  $G_2$ . Нелинейность датчика может быть компенсирована калибровкой устройства.

## 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе был рассмотрен способ беспроводного измерения параметров кровяного потока с помощью имплантируемого пассивного датчика и считывающего устройства. В ходе данного исследования был произведен математический расчет электрической цепи устройства измерения, в результате которого были получены зависимости выходного напряжения считывающего устройства от изменения ёмкости в имплантируемом датчике. На основе полученных зависимостей был произведен расчет потенциальной чувствительности устройства измерения при заданных параметрах, которая составила  $\Delta U_1(C_2) = -0.085$  В/пФ при коэффициенте связи контуров  $k = 0.01$ .

Далее был представлен изготовленный макет и приведены его параметры. На данном макете было произведено исследование зависимости коэффициента связи контуров при различных габаритах катушек первичного контура. Исходя из полученных результатов при использовании спиральной катушки диаметром 54 мм первичного контура и катушки вторичного контура диаметром 15 мм на расстоянии 40 мм коэффициент связи составил  $k = 0.008$ . Далее было произведено измерение зависимости выходного напряжения устройства считывания от изменения ёмкости вторичного контура. Изменение ёмкости вторичного контура

производилось путём линейного изменения напряжения на варикапе. Была оценена реальная чувствительность макета устройства измерения, которая составила 0.03 В/пФ при расстоянии между катушками 35 мм, что соответствует коэффициенту связи  $k \approx 0.011$ . Различие между потенциальной и реальной чувствительностью устройства измерения вызвано различием параметров первичного и вторичного контуров, а также нелинейной зависимостью ёмкости варикапа от напряжения.

Также был произведен эксперимент, в котором на варикапы было подано напряжение формой кардио-импульса. В результате на амплитудном детекторе внешнего считывающего устройства был получен искаженный по форме сигнал кардио-импульса, отражающий нелинейность устройства измерения.

Исследование показало сильную зависимость выходного параметра устройства от расстояния между внешним считывающим устройством и имплантируемым датчиком и размеров катушек контуров, а также от потерь в контуре имплантируемого датчика. Несмотря на это, представленный в работе способ измерения параметров кровяного потока может быть использован на практике при соответствующей калибровке.

## ЛИТЕРАТУРА

1. World Health Organization: Cardiovascular Diseases (CVDs), June 11 2021, accessed: Oct. 1 2023, available: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
2. Yakovlev A, Kim S, Poon A. Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication. *IEEE Communications Magazine*, 2012, 50(4):152-159.
3. Bussoo A, Neale S, Mercer JR. Future of smart cardiovascular implants. *Sensors*, 2018, 18(7):2008.
4. Park J, Kim JK, Patil SJ, Park JK, Park S, Lee DW. A Wireless Pressure Sensor Integrated with a Biodegradable Polymer Stent for Biomedical Applications. *Sensors*, 2016, 16:809.
5. Zhang J, Das R, Abbasi QN, Mirzai N, Mercer J, Heidari H. Dual-band Microstrip Patch Antenna for Fully-Wireless Smart Stent. *IEEE: International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting (APS/URSI)*, 2021, p. 1035-1036.
6. Chen SC, Zhang ZY, Liu CH. Stent-Based Antennas for Smart Stent Applications. *IEEE: International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, 2018, p. 1-2.
7. Yorke R. *Electric Circuit Theory: Applied Electricity and Electronics*. Oxford, Pergamon Press, 1981, 350 p.

### Мовчан Андрей Кириллович

к.т.н., доцент

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники

Томск 634050, Россия

E-mail: [ltaak@tu.tusur.ru](mailto:ltaak@tu.tusur.ru)

### Ломаков Евгений Витальевич

техник II категории

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники

Томск 634050, Россия

E-mail: [evgenii.v.lomakov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.lomakov@tusur.ru)

### Рогожников Евгений Васильевич

к.т.н., доцент

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники

Томск 634050, Россия

E-mail: [evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru](mailto:evgenii.v.rogozhnikov@tusur.ru)

### Савенко Кирилл Валерьевич

ассистент

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники

Томск 634050, Россия

E-mail: [kirill.savenko@tusur.ru](mailto:kirill.savenko@tusur.ru)