

**Оптимизация параметров имплантируемого ёмкостного датчика  
давления крови на основе численного моделирования**

*Д. Г. Балахонов*

*Национальный исследовательский университет «МИЭТ»*

*г. Москва*

*e-mail:*

*balakhond@gmail.com*

**Optimization of Parameters for an Implantable Capacitive Blood  
Pressure Sensor Based on Numerical Modeling**

*D.G. Balakhonov*

*National Research University of Electronic Technology*

*Moscow*

*e-mail:*

*balakhond@gmail.com*

*Аннотация:* В данной работе рассматривается задача оптимизации параметров имплантируемого ёмкостного датчика давления крови, функционирующего на основе изменения резонансной частоты LC-контура. Построена аналитическая модель, связывающая давление с ёмкостью через механические характеристики мембраны, а затем – с частотой с помощью формулы Томпсона. Проведено численное моделирование трёх конструктивных вариантов датчика, рассчитанных на частоты 6,78, 13,56 и 27,12 МГц, входящих в допустимый ISM-диапазон. Получены зависимости ёмкости от давления, демонстрирующие практически линейную характеристику, а также рассчитано изменение частоты во всем диапазоне давления. По результатам моделирования оптимальным признан вариант на 27,12 МГц, как обладающий стабильной работой в рамках допустимой полосы частот.

*Ключевые слова:* имплантируемый датчик, ёмкостный датчик давления, беспроводная передача, LC-контур, резонансная частота.

**Abstract:** This paper addresses the optimization of parameters of an implantable capacitive blood pressure sensor operating based on the shift in the resonance frequency of an LC circuit. An analytical model was developed that relates pressure to capacitance through the mechanical properties of the membrane, and then to frequency using the Thomson formula. Numerical modeling was conducted for three structural variants of the sensor, tuned to 6.78, 13.56, and 27.12 MHz, all within the allowed ISM band. Capacitance-pressure dependencies were obtained, showing near-linear behavior, and frequency shifts were calculated over the entire pressure range. Based on the modeling results, the 27.12 MHz variant was found to be optimal due to its highest sensitivity and stable operation within the permissible frequency range.

**Keywords:** implantable sensor, capacitive pressure sensor, wireless transmission, LC circuit, resonance frequency.

### **Приближённое выражение зависимости имплантируемого ёмкостного датчика давления крови от частоты LC-контура**

Имплантируемые сенсоры давления находят широкое применение в мониторинге физиологических параметров, включая артериальное давление в реальном времени. Среди различных типов сенсоров наибольший интерес представляют пассивные ёмкостные датчики, интегрируемые в схемы беспроводной передачи данных через индуктивную или магниторезонансную связь. Основной параметр, определяющий рабочие характеристики такой системы, – это резонансная частота колебательного контура, зависящая от ёмкости датчика. Изменение давления вызывает деформацию чувствительной мембраны, что влечёт за собой изменение ёмкости, а значит – и частоты. В данной работе проведено численное моделирование, направленное на оптимизацию конструкции ёмкостного датчика, обеспечивающего чувствительную и стабильную работу в пределах допустимых частот ISM-диапазона.

Резонансная частота LC-контура определяется формулой Томсона:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \cdot C(P)}}, \quad (1)$$

где  $f$  – резонансная частота,  $L$  – индуктивность,  $C(P)$  – ёмкость. Таким образом, изменение ёмкости непосредственно влияет на рабочую частоту устройства. Основной задачей является установление связи

между давлением и частотой через промежуточную зависимость ёмкости от давления.

В первом приближении ёмкость между параллельными обкладками с изменяемым расстоянием описывается формулой:

$$C(P) = \frac{\varepsilon A}{d_0 - d(P)}, \quad (2)$$

где  $\varepsilon$  – диэлектрическая проницаемость заполнителя,  $A$  – площадь пластин,  $d_0$  – начальное расстояние между обкладками,  $d(P)$  – расстояние между обкладками под действием давления.

Расстояние между обкладками под действием давления можно аппроксимировать линейной зависимостью:

$$d(P) = \frac{P \cdot t}{E}, \quad (3)$$

где  $P$  – внешнее давление,  $t$  – толщина мембраны,  $E$  – модуль Юнга материала мембраны. Подставляя это выражение в формулу ёмкости, получаем:

$$C(P) = \frac{\varepsilon A}{d_0 - \frac{P \cdot t}{E}}, \quad (4)$$

С другой стороны, ёмкость также можно выразить из частоты через формулу (1):

$$C(P) = \frac{1}{(2\pi f)^2 L}, \quad (5)$$

Приравняв выражения (4) и (5), получаем:

$$\frac{\varepsilon A}{d_0 - \frac{P \cdot t}{E}} = \frac{1}{(2\pi f)^2 L}, \quad (6)$$

Решая относительно давления:

$$P(f) = \frac{E}{t} (d_0 - \varepsilon A (2\pi f)^2 L), \quad (7)$$

Это выражение позволяет напрямую связать измеряемую частоту с давлением внутри организма.

### Моделирование различных конструктивных вариантов

Проведено численное моделирование трёх вариантов конструкции датчика, рассчитанных для работы на частотах ISM-диапазона: 6,78 МГц, 13,56 МГц, и 27,12 МГц. Параметры для каждого варианта конструкции датчика были помещены в таблицу.

**Сравнительные параметры трёх вариантов  
мембранного конденсатора**

| Параметр                                                 | Вариант 1<br>(ISM<br>6,78 МГц) | Вариант 2<br>(ISM<br>13,56 МГц) | Вариант 3<br>(ISM<br>27,12 МГц) |
|----------------------------------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| A (Площадь<br>пластин) (мм <sup>2</sup> )                | 25                             | 100                             | 25                              |
| $d_0$ (Начальное<br>расстояние между<br>пластинами) (мм) | 0,01                           | 0,1607                          | 0,16                            |
| $t$ (Толщина<br>мембраны) (мм)                           | 0,01                           | 0,1607                          | 0,15                            |
| Диапазон ёмкости<br>(пФ)                                 | 55,5–58,5                      | 13,77–<br>13,84                 | 3,46–3,48                       |
| Рабочий диапазон<br>ёмкости (пФ)                         | 56,0–57,5                      | 13,78–<br>13,82                 | 3,46–3,47                       |

Для каждого варианта построены графики (рисунки 1–3) зависимости давления от частоты. При этом рабочий диапазон давления соответствует диапазону давления в лёгочной артерии (8–30 мм рт. ст.). Все три конструкции демонстрируют почти линейную зависимость ёмкости от давления, что упрощает калибровку и обратное восстановление давления по измеренной частоте. На всех моделях наблюдается снижение частоты при росте давления – это следствие увеличения ёмкости за счёт уменьшения расстояния между обкладками.

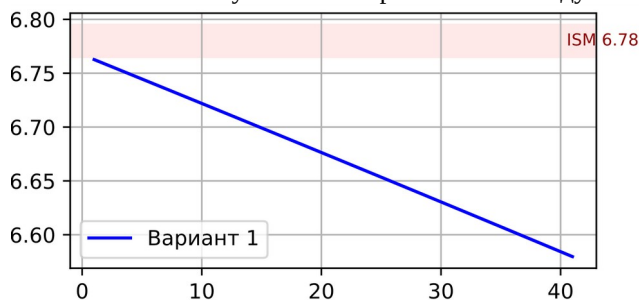


Рис. 1. Вариант 1 – Зависимость частоты от давления

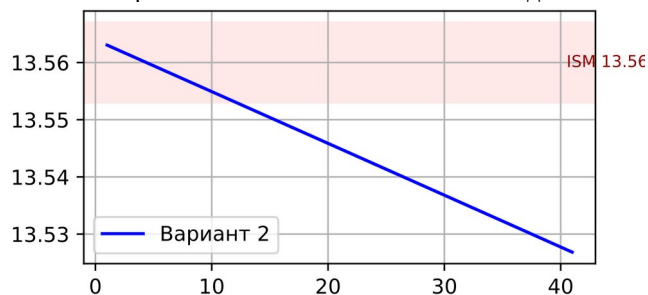


Рис. 2. Вариант 2 – Зависимость частоты от давления

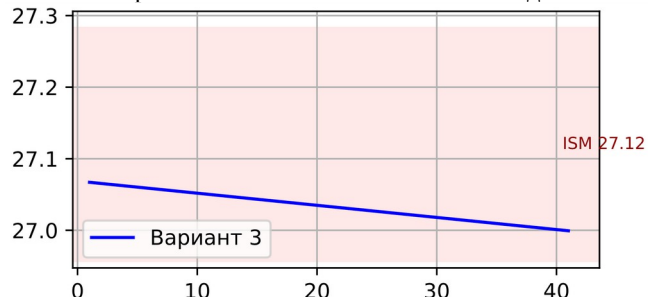


Рис. 3. Вариант 3 – Зависимость частоты от давления

#### Заключение

1. Разработана математическая модель, связывающая давление с частотой колебательного контура через механическое и электрическое поведение ёмкостной структуры.
2. Все три варианта конструкции демонстрируют стабильную и почти линейную чувствительность.
3. Третий вариант, рассчитанный на частоту 27,12 МГц, продемонстрировал полностью попал в разрешенный диапазон и показал наилучшую чувствительность при сохранении работы в пределах допустимого ISM-диапазона, что делает его предпочтительным для реализации в имплантируемых устройствах беспроводного мониторинга давления.