

## КОНТРОЛЬ УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА, СТРАДАЮЩЕГО САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ, С ПОМОЩЬЮ СВЧ МЕТОДА

*А.А. Силантьева<sup>1</sup>, О.Г. Морозов<sup>1</sup>, С.В. Смирнов<sup>1,2</sup>, В.И. Артемьев<sup>1</sup>, Г.Д. Марданов<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Казанский национальный исследовательский технический университет  
им. А.Н. Туполева – КАИ  
Российская Федерация, 420111, Казань, ул. К. Маркса, 10

<sup>2</sup>Казанский юридический институт МВД России  
Российская Федерация, 420108, г. Казань, ул. Магистральная, 35

**Аннотация.** В работе предложен метод контроля уровня глюкозы в крови человека с помощью кольцевого резонаторного датчика на основе симметричной полосковой линии. Данный вид полосковых линий позволяет избавиться от недостатков, существующих СВЧ-датчиков на основе микрополосковых линий за счет наличия двух экранирующих поверхностей. В программе CST Microwave Studio было проведено моделирование кольцевого резонаторного датчика, смоделированного на основе предварительного численного расчета его параметров, и дальнейшим анализом измерений при различных свойствах объекта.

**Ключевые слова:** диабет, глюкометр, кольцевой резонаторный датчик, диэлектрическая проницаемость, симметричная полосковая линия, микрополосковая линия.

### Введение

По оценкам Всемирной организации здравоохранения, во всем мире насчитывается более 500 млн человек с диабетом. Недостаточный контроль уровня глюкозы в крови может привести к развитию серьезных и опасных для жизни заболеваний. Так высокий уровень глюкозы в крови (гипергликемия) может привести к инсульту, сердечному приступу, сердечной недостаточности, почечной недостаточности, слепоте взрослых и ампутации, а низкий уровень глюкозы в крови (гипогликемия) может привести к коме и смерти. Людям страдающим сахарным диабетом необходимо контролировать уровень глюкозы в крови для принятия соответствующих корректирующих действий. В настоящее время для определения уровня глюкозы в крови человека широко используется прибор, который называется глюкометр. Принцип работы глюкометра заключается в проколе пальца пациента и взятия пробы крови. Кровь наносят на тест-полоску, покрытую специальным составом реагентов, с помощью которой происходит анализ содержания глюкозы в крови. Многократное взятие проб крови и постоянные затраты на покупки тест-полосок является основной проблемой соблюдения режима регулярного мониторинга уровня глюкозы. Кроме того, непрерывный мониторинг глюкозы в режиме реального времени обеспечивает гораздо более точную оценку значительных изменений уровня глюкозы в крови, которые могут возникать у пациентов с диабетом. Современные технологии, позволяющие проводить непрерывный мониторинг уровня глюкозы основаны на размещении тонкого игольчатого датчика под кожей пациента. В данном случае измерения уровня глюкозы проводятся в тканевой жидкости, который тесно связан с уровнем глюкозы в крови. Данная технология устраняет необходимость взятия проб крови из пальца и позволяет проводить измерения уровня глюкозы каждые пять минут, однако сам датчик является расходным материалом, имеет высокую стоимость и требует замены каждые 10-14 дней, что является неким финансовым барьером

для большинства пациентов. Таким образом, создание неинвазивной, надежной и экономичной технологии регулярного мониторинга уровня глюкозы в режиме реального времени является актуальной задачей.

### 1. Обзор существующих методов и средств измерения глюкозы

На сегодняшний день уделяется большое внимание разработке датчиков контроля уровня глюкозы в крови неинвазивным способом, к которым можно отнести оптические, трансдермальные и инфракрасные методы. Большинство оптических методов основано на ближней инфракрасной спектроскопии, импедансной спектроскопии и рамановской спектроскопии. К недостаткам оптических методов можно отнести поглощение излучения другими материалами, низкое отношение сигнал/шум, нестабильность характеристик при воздействии теплового шума, высокая чувствительность к воздействию окружающей среды и высокая стоимость. Трансдермальные системы мониторинга уровня глюкозы основаны на экстракции глюкозы из тканевой жидкости с использованием методов обратного ионофореза с последующим использованием химического датчика для измерения концентрации глюкозы. Главным недостатком такой системы является ввод электрического тока через кожу, что является не безопасным для пациента, кроме того, такая технология является дорогостоящей. При использовании метода термоэмиссионной инфракрасной термографии, информацию об уровне глюкозы в крови получают с помощью температуры тела. Недостатком термоэмиссионной инфракрасной термографии является высокая стоимость и неточность измерений.

В настоящее время, применяя микроволновые технологии, активно разрабатываются устройства постоянного мониторинга уровня глюкозы в крови человека, в частности планарные резонансные устройства, которые обладают такими преимуществами как: простота и низкая стоимость производства, компактность, возможность неинвазивных измерений [1]. Существующие резонаторные датчики измерения уровня глюкозы в крови, построенные на основе микрополосковых несимметричных линий, обладают своими недостатками, главным из которых является низкая точность измерения, обусловленная контактом подводящей линии с исследуемым объектом. Также некоторое количество работ посвящено разработкам других методов определения уровня глюкозы, основанных на анализе слюны, дыхания, пота и слез, однако, и они имеют ряд проблем и ограничений.

Сравнительный анализ существующих методов и средств измерения уровня глюкозы представлен в таблице 1.

Таблица 1. Сравнение существующих методов и средств измерения глюкозы

№	Тип датчика	Исследуемый материал	Метод Забора материала для измерения	Материал подложки	Достоинства	Недостатки
1	2	3	4	5	6	7
[1]	СВЧ резонатор	Тканевая жидкость	Забор материала не требуется	Гибкие ультратонкие диэлектрические подложки	Гибкая и износостойкая структура; неинвазивный; доступность исследуемого материала	Низкая точность измерения

1	2	3	4	5	6	7
[2]	Электрохимический	Тканевая жидкость	Трансдермальная экстракция тканевой жидкости с применением процесса обратного ионофореза	Полиэтилентерефталат	Гибкая и износостойкая структура; простота в заборе исследуемого материала; высокая точность измерения	Полуинвазивный метод измерения
[3]	Электронное устройство (изменение сопротивления и емкости)	Слезка	Сбор слезы благодаря ультратонкой и эластичной конструкции	Париленовое покрытие толщиной 500 нм	Простота в заборе исследуемого материала	Можно носить, но трудно имплантировать; полуинвазивный метод измерения; сложная структура; низкая точность измерения
[4]	Электрохимический	Тканевая жидкость	Трансдермальное извлечение и сбор тканевой жидкости с помощью экстракционного чипа	Полиимид	Гибкая и износостойкая структура; простота в заборе исследуемого материала; высокая точность измерения.	Полуинвазивный метод измерения
[5]	Электрохимический	Пот	Сбор пота благодаря ультратонкой и эластичной конструкции	Полиимид	Гибкая и износостойкая структура; неинвазивный; высокая точность измерения.	Сложности забора исследуемого материала; дискретные измерения
[6]	Спектроскопия в ближнем инфракрасном диапазоне	Кровь	Забор материала не требуется	–	Неинвазивный; доступность исследуемого материала	Не гибкий; сложная структура; низкая точность измерения

1	2	3	4	5	6	7
[7]	Импедансная спектроскопия	Венозная кровь	Забор материала не требуется	–	Непрерывное измерение; неинвазивный; вывод результата измерения на экран мобильного устройства; малые размеры устройства	Поглощение излучения другими материалами; низкое отношение сигнал/шум; нестабильность характеристик при воздействии теплового шума; высокая чувствительность к воздействию окружающей среды; высокая стоимость
[8]	Окклюзионная спектроскопия	Тканевая жидкость	Забор материала не требуется	–	Высокая точность измерения	Дискретное измерение; крупногабаритное устройство
[9]	Рамановская спектроскопия	Кровь	Забор материала не требуется	–	Непрерывное измерение; неинвазивный; вывод результата измерения на экран мобильного устройства	Поглощение излучения другими материалами, низкое отношение сигнал/шум, нестабильность характеристик при воздействии теплового шума, высокая чувствительность к воздействию окружающей среды и высокая стоимость; крупногабаритное устройство

1	2	3	4	5	6	7
[10]	Сочетание теплового, ультразвукового и электромагнитного анализа	Тканевая жидкость	Забор материала не требуется	–	Вывод результата измерения на экран мобильного устройства; малые размеры устройства	Дискретное измерение
[11]	Радиоволновая спектроскопия	Тканевая жидкость	Забор материала не требуется	–	Вывод результата измерения на экран устройства; малые размеры устройства	Дискретное измерение

Представленный в таблице 1 сравнительный обзор показал, что наилучшими характеристиками обладают СВЧ резонаторные датчики, однако низкая точность измерения является основным ограничением для широкого внедрения таких устройств.

В данной работе нами было предложено использование кольцевого резонансного датчика на основе симметричной полосковой линии. Данный вид полосковых линий выбран из-за отсутствия прямого контакта подводящей линии с исследуемым объектом для обеспечения локальности измерения. Наличие двух экранирующих поверхностей в кольцевом резонансном датчике позволяет избавиться от указанных ранее недостатков, которыми обладают датчики на основе микрополосковой (несимметричной) линии.

Целью работы является проведение анализа существующих методов и способов измерения уровня глюкозы в крови человека, а также разработка кольцевого резонаторного датчика на основе симметричной полосковой линии.

## 2. Математический расчет кольцевого резонаторного датчика

Перед проведением компьютерного моделирования кольцевого резонаторного датчика необходимо провести математический расчет его параметров и определить метод измерения диэлектрических свойств. Простота и высокая точность метода возмущения стали ключевыми факторами при выборе метода измерения диэлектрических свойств. Принцип работы метода заключается в размещении исследуемого материала (в нашем случае фаланги пальца) в резонансную полость, где в зависимости от уровня глюкозы в крови будет меняться ее диэлектрическая проницаемость, что соответственно приведет к сдвигу резонансной частоты, а полоса контура и амплитуда будут изменяться в зависимости от потерь. Для максимальной чувствительности измерения параметров крови, фаланга пальца должна быть помещена в максимум электрического поля. Введение исследуемого объекта в полость вызывает эффект возмущения в общем контуре. Возмущение вызывает смещение резонансной частоты и уменьшение незагруженной добротности.

Поскольку датчик предполагается расположить в области дистальной фаланги пальца руки, то одним из основных параметров при проектировании датчика являются его габаритные показатели. В данной работе мы рассматриваем мониторинг уровня глюкозы в крови среднестатистического взрослого человека. Таким образом, габариты датчика не должны превышать в ширину 10 мм, в длину 15 мм.

Предлагаемый резонатор должен быть рассчитан на рабочую резонансную частоту  $4 \text{ ГГц} \pm 5\%$ . Выбор данной частоты обусловлен значительной разницей между водой, как основным материалом внутритканевой жидкости, и диэлектрической проницаемостью насыщенного раствора глюкозы, в то время как их коэффициенты потерь все еще малы, и

поэтому измерения на этой частоте приведут к значительному сдвигу частоты, что будет соответствовать высокой чувствительности устройства.

Учитывая вышесказанное можно перейти к расчету основных параметров кольцевого резонатора на основе симметричной полосковой линии.

Основными параметрами кольцевого резонатора являются средний радиус, резонансная частота, внешний и внутренний радиусы и добротность.

Средний радиус кольцевого резонатора определяется следующим выражением [12-21]:

$$r = \frac{nc}{2\pi f \sqrt{\varepsilon_r}} \quad \text{для } n = 1, 2, 3 \dots \quad (1)$$

где:  $n$  – порядковый номер резонанса,  $c$  – скорость электромагнитных волн в вакууме,  $f$  – резонансная частота,  $\varepsilon_r$  – относительная диэлектрическая проницаемость диэлектрика полосковой линии.

С учетом выражения (1) резонансная частота будет определяться как [13-21]:

$$f = \frac{nc}{2\pi r \sqrt{\operatorname{Re}(\varepsilon_{\text{eff}}(\varepsilon_{\text{test}}))}} \quad \text{для } n = 1, 2, 3 \dots \quad (2)$$

где:  $\varepsilon_{\text{eff}}(\varepsilon_{\text{test}})$  – эффективная комплексная диэлектрическая проницаемость, зависящая от комплексной диэлектрической проницаемости  $\varepsilon_{\text{test}}$  объекта исследования,  $\operatorname{Re}(\dots)$  – выделение вещественной части.

Внешний и внутренний радиусы кольцевого резонатора определяются следующими выражениями [13-21]:

$$R_o = r + \frac{w}{2} \quad (3)$$

$$R_i = r - \frac{w}{2} \quad (4)$$

где:  $w$  – ширина центрального проводника симметричной полосковой линии.

Добротность резонатора находится как [3-11]:

$$Q = \frac{f}{BW} \quad (5)$$

где:  $BW$  – полоса пропускания резонансной частоты.

Таким образом, мы получили следующие параметры кольцевого резонатора: средний радиус  $r = 8,44$  мм, резонансная частота  $f = 3,71$  ГГц, ширина центрального проводника  $w = 1,12$  мм, внешний радиус кольцевого резонатора  $R_o = 9$  мм, внутренний радиус кольцевого резонатора  $R_i = 7,88$  мм, полоса пропускания  $BW = 14$  МГц, добротность  $Q = 256$ .

### 3. Компьютерное моделирование резонансного кольцевого датчика на основе симметричных полосковых линий

В программе CST Microwave Studio была разработана модель двухпортового кольцевого резонаторного датчика на основе симметричной полосковой линии с основной резонансной частотой 3,71 ГГц. Интересуемыми параметрами моделируемого датчика являются основная резонансная частота, добротность и значение коэффициента передачи на резонансной частоте (амплитуда резонанса) при различной величине диэлектрической прони-

цаемости крови при заданной температуре  $37^{\circ}\text{C}$ . В качестве типа преобразовательного элемента датчика были использованы ближнеполевые резонансные структуры в полосковом исполнении.

В верхнем экране симметричной полосковой линии введена кольцевая щель, внешним и внутренним диаметром меньше полоскового резонатора на 1 мм (Рис. 1а). Между верхним и нижним экраном симметричной полосковой линии расположен полосковый кольцевой резонатор с внешним диаметром 9 мм и шириной 1,12 мм. На расстоянии 0,4 мм от полоскового кольцевого резонатора в одной горизонтальной плоскости расположен полосок шириной 1,12 мм, возбуждающий резонатор (Рис. 1б). Верхняя кольцевая щель расположена на одной оси с нижним полосковым кольцевым резонатором и имеет идентичные с ним размеры. Волновое сопротивление линии, возбуждающей резонатор, составляло 50 Ом. В качестве верхнего и нижнего диэлектриков симметричной полосковой линии выступали листы фторопласта толщиной 1 мм [3].

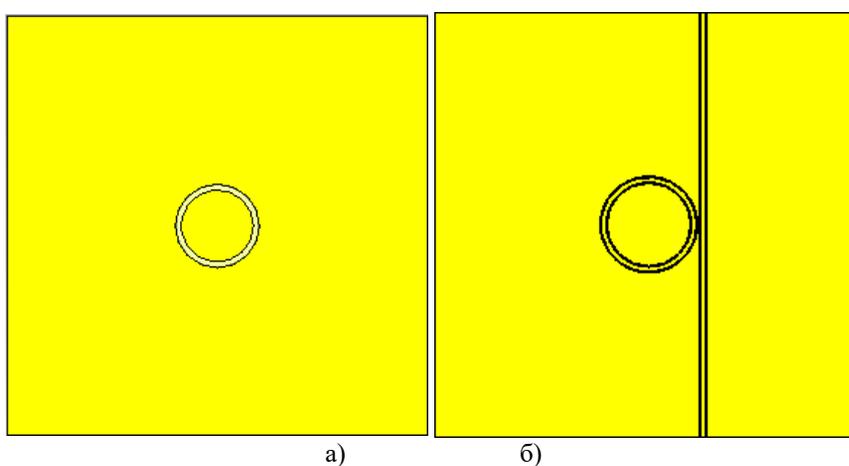


Рис. 1. Симметричная полосковая линия:  
а) верхний экран, б) полосок и контур между экранами в диэлектрике

В ходе компьютерного моделирования кровь задавалась как слой диэлектрика с соответствующими параметрами, который соприкасался с верхним экраном симметричной полосковой линии. В качестве подложки применялся материал ФАФ-4Д толщиной 2 мм. На рис. 2 представлен коэффициент передачи резонатора.

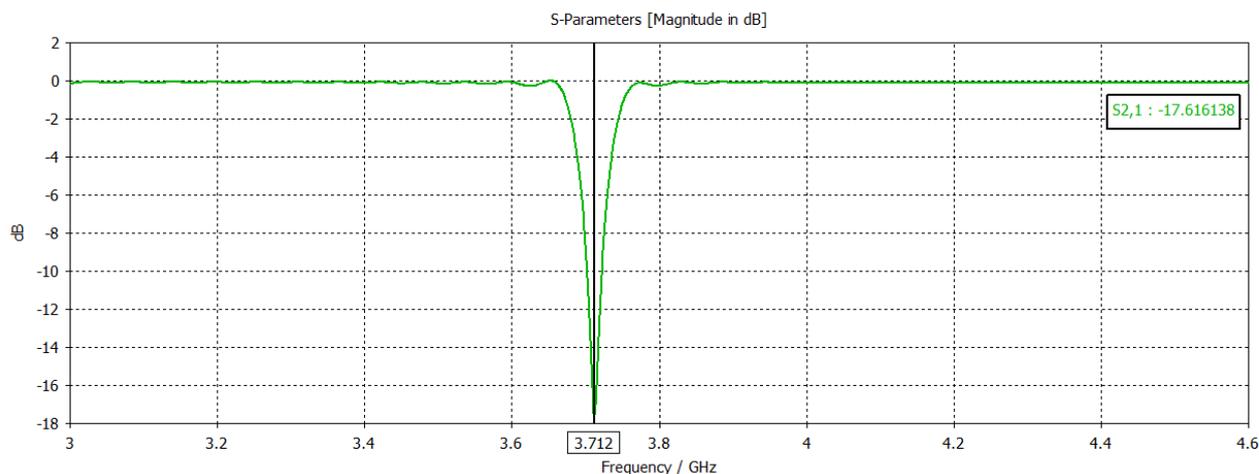


Рис. 2. Коэффициент передачи резонатора

Анализ характеристики  $S_{21}$  при использовании метода передачи позволяет оценить эффективность предлагаемого резонаторного датчика. На рис. 2. видно, что по уровню половинной мощности ненагруженного датчика резонансная частота составляет 3,71 ГГц, полоса пропускания  $S_{21}$  – 14 МГц, добротность резонаторного датчика – 265.

В работах Томского государственного университета представлена зависимость диэлектрической проницаемости биологических сред от частоты в диапазоне от 10 МГц до 10 ГГц (рис. 3), построенную с помощью модели Коула-Коула (Cole-Cole) [22].

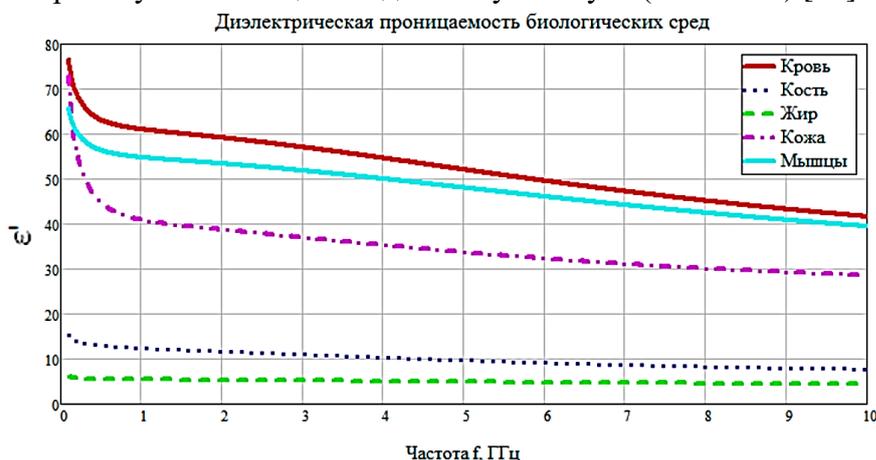


Рис. 3. Зависимость диэлектрической проницаемости биологических сред от частоты

Ориентируясь на данную зависимость и частоту, полученную при моделировании датчика, была определена диэлектрическая проницаемость крови, которая составила – 58.

Уровень глюкозы в крови человека  $n$  (мМоль/л) можно разделить на четыре диапазона:

1. Низкий уровень глюкозы  $n < 3,3$ ;
2. Допустимый уровень концентрации глюкозы  $3,3 \leq n < 7,8$ ;
3. Уровень глюкозы, соответствующий преддиабетному состоянию  $7,8 \leq n < 11,1$ ;
4. Уровень глюкозы, соответствующий диабету  $n \geq 11,1$ .

На основании данных, представленных в работе [23], была построена зависимость диэлектрической проницаемости крови от уровня глюкозы, представленная на рис. 4.

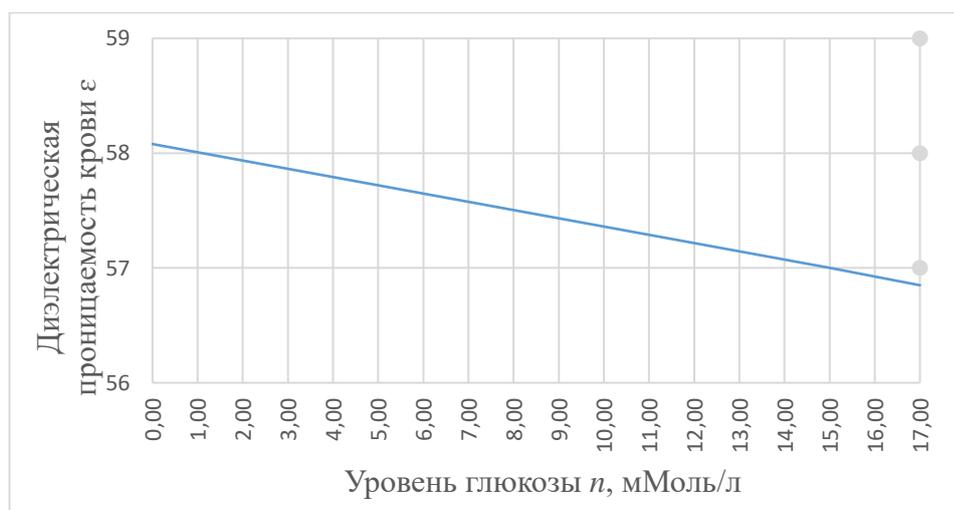


Рис. 4. Зависимость диэлектрической проницаемости крови от уровня глюкозы

На основании зависимости (рис. 4) при моделировании используются значения диэлектрической проницаемости в диапазоне от 57 до 58.

Локальная область измерения в испытуемом материале соответствует области максимального электрического поля, как показано на рис. 5 и рис. 6. Как можно наблюдать из распределения поля, только часть его находится в области расположения объекта, тем самым реализуется метод возмущения. Таким образом, предлагаемый датчик может проводить измерения материалов с достаточной точностью.

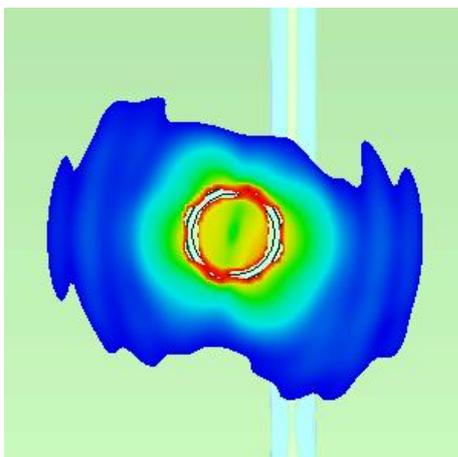


Рис. 5. Модуль электрического поля при возбуждении кольцевого резонатора полосковой линией

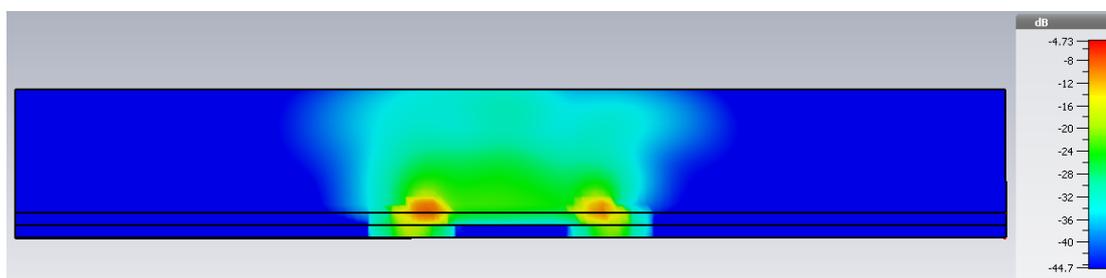


Рис. 6. Модуль электрического поля в объекте измерения

Результаты моделирования коэффициентов передачи при моделировании процесса измерения диэлектрической проницаемости крови изображены на рис. 7.

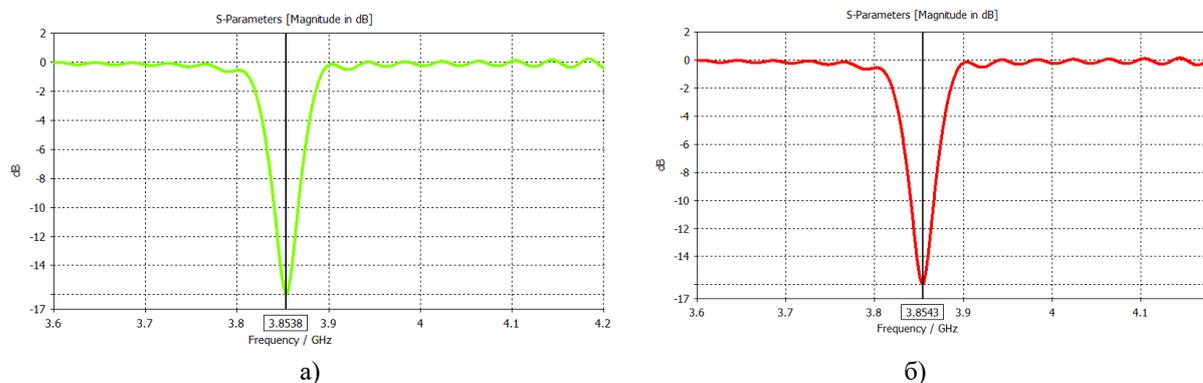


Рис. 7. Моделирование процесса измерения диэлектрической проницаемости крови при содержании уровня глюкозы: а)  $n = 1$  мМоль/л, б)  $n = 15$  мМоль/л

На рис. 8 представлена зависимость диэлектрической проницаемости крови от частоты, полученная при измерениях.

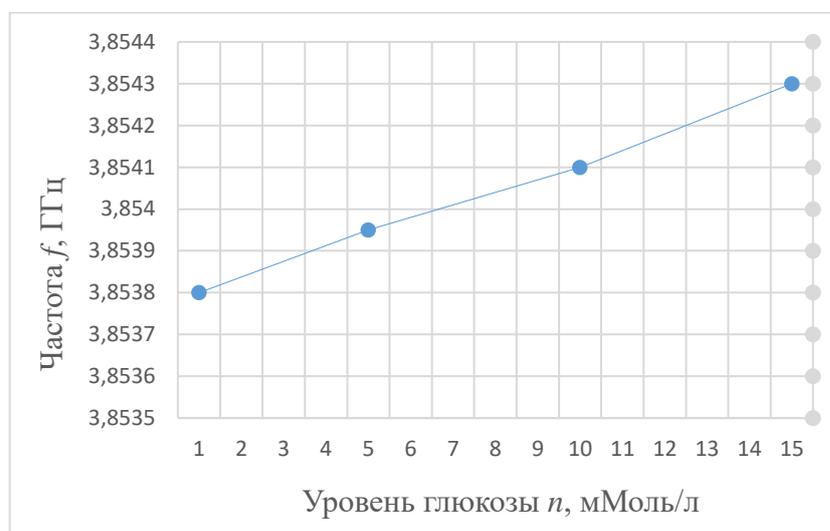


Рис.8. Зависимость диэлектрической проницаемости крови от частоты

Результаты, полученные при компьютерном моделировании, показали, что сдвиг резонансной частоты составляет 35,7 кГц/ммоль/л, что показывает возможность дальнейшего применения датчика в области мониторинга уровня глюкозы в крови.

### Заключение

Проведен комплексный анализ неинвазивных методов и средств контроля уровня глюкозы в крови человека, который показал перспективность применения микроволновых резонаторных датчиков. Были определены достоинства и недостатки и предложены пути улучшения метрологических характеристик, за счет применения кольцевого резонаторного датчика на основе симметричной полосковой линии.

Проведено компьютерное моделирование кольцевого резонаторного датчика, созданного на основе симметричной полосковой линии. При моделировании были получены следующие результаты: резонансная частота – 3,71 ГГц, полоса пропускания S21 – 14 МГц, добротность резонаторного датчика – 265.

На основе модели Коула-Коула было получено значение диэлектрической проницаемости крови при резонансной частоте датчика – 3,71 ГГц, которая составила – 58. Для оценки работоспособности датчика в ходе компьютерного моделирования были заданы значения диэлектрической проницаемости крови в диапазоне от 57 до 58, что соответствует значениям уровня глюкозы от 1 до 15 ммоль/л, в результате чего сдвиг частоты резонанса составил 500 кГц.

Результаты, полученные при компьютерном моделировании, показали возможность дальнейшего применения датчика в области мониторинга уровня глюкозы в крови.

## Список литературы

1. Juan C.G., Potelon, Quando C., Bronchhalo E. Microwave Planar Resonant Solutions for Glucose Concentration Sensing: A Systematic Review // Applied Sciencen. 2021. Vol. 11. P. 7018.
2. Lipani, L. et al. Non-invasive, transdermal, path-selective and specific glucose monitoring via a graphene-based platform. Nat. Nanotechnol. 2018. P 504.
3. Kim, J. et al. Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics. Nat. Commun. 8(1), 1–8 (2017).
4. Pu, Z. et al. A flexible electrochemical glucose sensor with composite nanostructured surface of the working electrode. Sens. Actuator B- Chem. 2016. P. 801–809.
5. Lee, H. et al. Wearable/disposable sweat-based glucose monitoring device with multistage transdermal drug delivery module. 2017. Sci. Adv. 3.
6. Haxha, S. & Jhoja, J. Optical based noninvasive glucose monitoring sensor prototype. IEEE Photonics. 2016. J. 8.
7. Pedro Bertemes-Filho, Rodolfo Lauro Weinert, Thiago Baratto de Albuquerque DETECTION OF GLUCOSE BY USING IMPEDANCE SPECTROSCOPY Conference: XVII International Conference on Electrical Bio-Impedance At: Stockholm Volume: 1, June 2016.
8. Amir O, Weinstein D, Zilberman S, Less M, Perl-Treves D, Primack H, Weinstein A, Gabis E, Fikhte B, Karasik A. Continuous noninvasive glucose monitoring technology based on "occlusion spectroscopy". J Diabetes Sci Technol. 2007 Jul;1(4):463-9.
9. Li N, Zang H, Sun H, Jiao X, Wang K, Liu TC, Meng Y. A Noninvasive Accurate Measurement of Blood Glucose Levels with Raman Spectroscopy of Blood in Microvessels. Molecules. 2019 Apr 17;24(8):1500.
10. Harman-Boehm I, Gal A, Raykhman AM, Naidis E, Mayzel Y. Noninvasive glucose monitoring: increasing accuracy by combination of multi-technology and multi-sensors. J Diabetes Sci Technol. 2010 May 1;4(3):583-95.
11. Angharad Slade, Sue Simpson, Annette Wood New and emerging non-invasive glucose monitoring technologies, May 2016 Horizon Scanning Research & Intelligence Centre.
12. Masoud B, Zahra A, Mojgan D, Peter E., Light. Non-invasive continuous-time glucose monitoring system using a chipless printable sensor based on split ring microwave resonators // Nature portfolio. 2020. Vol. 10. P 12980.
13. Многосенсорная система контроля температуры и влажности для реализации адаптивных процессов СВЧ-обработки органических отходов животноводства, Смирнов С.В. диссертация канд. техн. наук. Казань, – 2021.
14. Смирнов, С.В. Математическое моделирование и экспериментальное исследование процесса микроволновой сушки органических отходов / С.В. Смирнов, В.И. Анфиногентов, Г.А. Морозов, О.Г. Морозов, А.Р. Насыбуллин, Н.Е. Стахова // «Вестник НЦБЖД», 2020 – №3(45) – С. 142 – 149.
15. Математическое моделирование СВЧ нагрева диэлектриков, Анфиногентов, В.И.: автореферат и диссертация д-р. техн. наук: Казань. – 2006.
16. Средства контроля диэлектрических параметров жидких сред на основе брэгговских СВЧ структур в коаксиальном волноводе, Фархутдинов, Р.В.: автореферат и дис. канд. техн. наук, Казань. – 2018.
17. Разработка и исследование СВЧ-устройств для технологий переработки полиэтилен-терефталата Насыбуллин А.Р., автореферат и диссертация. канд. техн. наук Казань. – 2012.
18. Смирнов, С.В. Разработка метода контроля параметров процесса микроволновой переработки отходов животноводства / С.В. Смирнов, Морозов Г.А., Морозов О.Г. и др. // «Международный научно-исследовательский журнал», 2020 – №11 (101) – Ч. 1 – С. 67 – 73.

19. Смирнов, С.В. Микроволновые технологии переработки отходов коневодческих предприятий / С.В. Смирнов, А.Р. Насыбуллин Р.В. Фархутдинов // Прикладная электродинамика, фотоника и живые системы: МНТК молодых ученых, аспирантов и студентов, Казань, 18-20 апреля 2019. – 2019. – С.207-210.

20. Smirnov, S.V. Optimization of microwave heating of dielectrics taking into account errors in amplitudes of the excitation electromagnetic field emitters / S.V. Smirnov, V.I. Anfinogentov, G.A. Morozov et al. // XI International Conference on Antenna Theory and Techniques (ICATT). – 2017. – pp. 435-438.

21. Smirnov, S.V. Modeling and optimization of microwave heating in cylindrical volumes / S.V. Smirnov, G.A. Morozov, V.I. Anfinogentov et al. // XI International Conference on Antenna Theory and Techniques (ICATT). – 2017. – pp. 68-73.

22. Беличенко В.П. Неинвазивный контроль глюкозы: состояние и перспективы сверхвысокочастотных методов / Запасной А.С., Мироньчев А.С., Клоков А.В., Горст А.В., Якубов В.П. Томск. Изд – во Томского государственного университета, 2021.

23. T. Yilmaz, R. Foster and Y. Hao, "Broadband Tissue Mimicking Phantoms and a Patch Resonator for Evaluating Noninvasive Monitoring of Blood Glucose Levels," in IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 62, no. 6, pp. 3064-3075, June 2014.

## **CONTROL OF THE LEVEL OF GLUCOSE IN THE BLOOD OF A HUMAN WITH DIABETES MELLITUS USING THE MICROWAVE METHOD**

*A.A. Silantieva<sup>1</sup>, O.G. Morozov<sup>1</sup>, S.V. Smirnov<sup>1,2</sup>, V.I. Artemiev<sup>1</sup>, G.D. Mardanov<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI  
10, st. K. Marx, Kazan, 420111, Russian Federation

<sup>2</sup> Kazan Law Institute of the Ministry of Internal Affairs of Russia  
35, st. Trunk, Kazan, 420108, Russian Federation

**Annotation.** The work proposes a method for controlling the level of glucose in the human blood using a ring resonator sensor based on a symmetrical strip line. This type of strip lines allows you to get rid of the disadvantages existing microwave sensors based on microstrip lines due to the presence of two shielding surfaces. In the CST Microwave Studio program, modeling of a ring resonator sensor was simulated on the basis of preliminary numerical calculation of its parameters, and a further analysis of measurements with various properties of the object.

**Keywords:** diabetes, glucometer, ring resonator sensor, dielectric constant, symmetrical strip line, microstrip line.

Статья представлена в редакцию 15.12.2022