

УДК 537.86

БИОСЕНСОР НА ОСНОВЕ МЕТАПЛЕНКИ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

В.Ю. Соболева^а, С.И. Гусев^а, М.К. Ходзицкий^а

^а Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

Адрес для переписки: khodzitskiy@yandex.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 15.03.18, принята к печати 16.04.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-377-383

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Соболева В.Ю., Гусев С.И., Ходзицкий М.К. Биосенсор на основе метапленки для определения концентрации глюкозы в крови человека // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2018. Т. 18. № 3. С. 377–383. doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-377-383

Аннотация

Предмет исследования. Изучена возможность использования метапленки в качестве биосенсора для определения концентрации глюкозы в крови человека. **Метод.** Использована метапленка – полосовой фильтр на основе крестообразных резонаторов для терагерцового диапазона частот, на спектр пропускания которого сильно влияет изменение свойств окружающей среды, в том числе изменение показателя преломления. Изменение концентрации глюкозы в крови влечет за собой изменение оптических свойств крови, поэтому, если фильтр находится в контакте с кровью, она смещает спектр пропускания фильтра в сторону меньших частот, причем величина этого смещения зависит от содержания сахара. Основываясь на более ранних исследованиях зависимости диэлектрической проницаемости крови от концентрации глюкозы, выбраны три частоты, на которых проводилось более детальное изучение. Все спектры пропускания были получены в результате численных экспериментов в среде COMSOL Multiphysics. **Основные результаты.** Разработан общий алгоритм подбора геометрических параметров фильтра на основе крестообразных резонаторов для заданных резонансной частоты и добротности. С помощью этого алгоритма рассчитаны три биосенсора, с различными спектральными характеристиками, с целью выявления лучших свойств фильтра для биосенсорных применений. Доказана возможность использования биосенсора на основе метапленки для определения концентрации глюкозы в крови, причем фильтр с большей резонансной частотой (0,5 ТГц) обладает большей чувствительностью – от 2,0 ммоль/л до 0,5 ммоль/л в диапазоне 3,0–19,0 ммоль/л. **Практическая значимость.** Данный метод позволит в дальнейшем перейти от инвазивного измерения концентрации глюкозы в крови к неинвазивному, поскольку изменение химического состава крови может изменять показатель преломления кожи. В свою очередь, биосенсоры данного типа обладают высокой чувствительностью к изменению оптических свойств материала.

Ключевые слова

биосенсор, полосовой фильтр, метапленка, крестообразные резонаторы, терагерцовый диапазон частот, глюкоза

METAFILM-BASED BIOSENSOR FOR DETERMINATION OF GLUCOSE CONCENTRATION IN HUMAN BLOOD

V.Yu. Soboleva^a, S.I. Gusev^a, M.K. Khodzitskiy^a

^a ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

Corresponding author: khodzitskiy@yandex.ru

Article info

Received 15.03.18, accepted 16.04.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-377-383

Article in Russian

For citation: Soboleva V.Yu., Gusev S.I., Khodzitskiy M.K. Metafilm-based biosensor for determination of glucose concentration in human blood. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2018, vol. 18, no. 3, pp. 377–383 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-377-383

Abstract

Subject of Research. The paper presents the study of metafilm application possibility as a biosensor for blood glucose concentration estimation purposes. **Method.** The metafilm used in this research is a bandpass filter based on cross-shaped resonators for terahertz frequency range. Transmission spectrum of this filter is being affected by the changing optical properties of surrounding media (refractive index, permittivity and others). A change in glucose concentration leads to a change in blood optical properties, therefore, if a filter has a contact with blood, there is a shift of blood transmission

spectrum observed. The shift is going to lower frequencies direction, and the shift value depends on glucose concentration. Three frequencies for more detailed study are chosen based on our previous research of blood permittivity dependence on glucose level correlation. All transmission spectra are obtained as the results of numerical experiments in COMSOL Multiphysics software. **Main Results.** The general algorithm is developed for selection of filter metafilm geometrical parameters based on cross-shaped resonators for given resonance frequency and Q-factor. This algorithm is used for calculation of three biosensor parameters with different spectral characteristics aimed at determination of the best properties of metafilm filter for biosensor purposes. The possibility of metafilm-based biosensor application was proved for determination of blood glucose concentration. Modelling showed that a filter with higher resonance frequency (0.5 THz) has a higher sensitivity (from 2.0 mmol/l to 0.5 mmol/l in the range of 3.0-9.0 mmol/l). **Practical Relevance.** This method will give the possibility to avoid puncturing during glucose concentration test, because the change in blood chemical composition may demonstrate the influence on skin refractive index. Moreover, biosensors of this type are highly sensitive to the changes in the material optical properties

Keywords

biosensor, bandpass filter, metafilm, cross-shaped resonators, THz frequency range, glucose

Введение

В настоящее время основные методами измерения концентрации глюкозы в крови являются инвазивные – глюкозооксидазный и гексокиназный. Пока что альтернативы инвазивным методам нет. Тем не менее, они имеют ряд недостатков: инвазивные измерения сопровождаются болевыми ощущениями, риском инфицирования и недостаточной точностью. В связи с этим на протяжении последних десятилетий разрабатываются неинвазивные методы [1, 2]: обратный ионофорез [3], инфракрасная спектроскопия [4], рамановская спектроскопия [5], импедансная спектроскопия и т.д., однако управление по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов одобрило только прибор GlucoWatch, который работает на основе явления обратного ионофореза. Основное препятствие для создания неинвазивного глюкометра – низкий уровень сигнала от молекул глюкозы, что приводит к низкой чувствительности и специфичности измерения содержания сахара [6]. Таким образом, и инвазивные и неинвазивные методы требуют усовершенствования.

С другой стороны, сейчас распространены биосенсоры на основе метаповерхности [7]. Зачастую для биосенсорики используются полосовые фильтры, их спектральные характеристики могут изменяться при изменении свойств окружающей среды или материала [8].

Таким образом, цель данной работы – показать возможность использования метаповерхности в качестве высокочувствительного сенсора для определения концентрации глюкозы в крови человека в диапазоне частот 0,1–1 ТГц.

Строение биосенсора на основе метапленки

Под метапленкой понимается металлическая пленка с периодическими вырезами какой-либо геометрии, элементарные ячейки которых сопоставимы с длиной волны рабочего излучения. В субмиллиметровом диапазоне длин волн размеры элементарных ячеек будут также иметь порядок десятых миллиметра, следовательно, подобные метаматериалы просты в изготовлении. Как уже упоминалось, для биосенсорики удобно использовать полосовые фильтры, на спектральные характеристики которых сильно влияют оптические свойства окружающей среды, например, пик пропускания может смещаться в сторону меньших частот вследствие изменения показателя преломления [7].

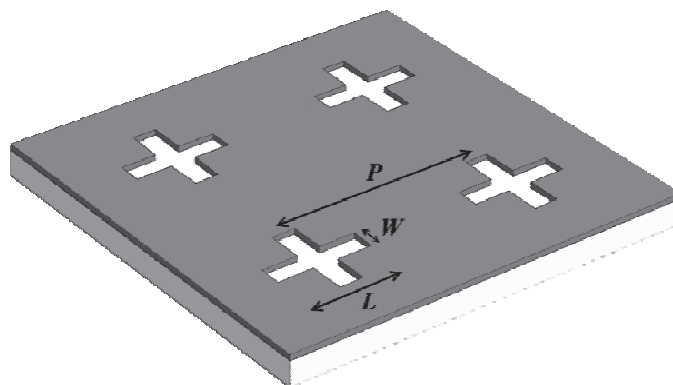


Рис. 1. Внешний вид и геометрические параметры полосового фильтра на основе крестообразных резонаторов

В качестве биосенсора выбрана метаповерхность – полосовой фильтр на основе крестообразных резонаторов (рис. 1). Фигура креста симметричная, и спектральные характеристики такого фильтра не зависят от поляризации падающего излучения. Крестообразные резонаторы характеризуются тремя гео-

метрическими параметрами – периодом P , длиной L и шириной W . Изменяя эти параметры, можно изменить спектральные свойства фильтра.

Для биосенсорики удобно использовать гибкие фильтры, поэтому в данной работе используется фильтр на подложке из полиэтилентерефталата, который является прозрачным для терагерцового диапазона частот, с диэлектрической проницаемостью $\epsilon=3$ и толщиной $h=68$ мкм. На подложку нанесено алюминиевое металлическое напыление толщиной 0,5 мкм с вырезанными элементарными ячейками.

Алгоритм подбора геометрических параметров биосенсора

Спектральные характеристики фильтра описываются в основном резонансной частотой пропускания f_r (частота, на которой наблюдается максимум пропускания) и добротностью Q (отношение значения резонансной частоты f_r к ширине полосы пропускания Δf). Из всех параметров крестообразного резонатора наибольшее влияние на полосу пропускания и, следовательно, на добротность фильтра оказывает увеличение периода при сохранении размеров самого креста. С помощью численного моделирования в среде COMSOL Multiphysics [9] показано, что с увеличением периода P уменьшается полоса пропускания и, как следствие, увеличивается добротность (рис. 2, а), причем по нелинейному закону (рис. 2, б). Зависимость, приведенная на рис. 2, б, может быть использована только при постоянном соотношении $L/W=4$.

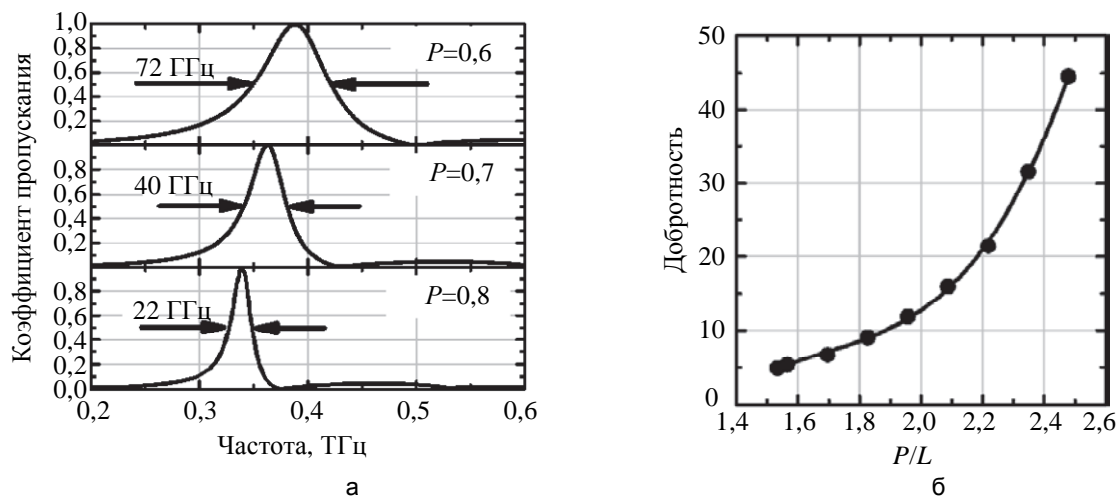


Рис. 2. Спектры пропускания фильтров, полученные методом численного моделирования: с увеличением периода расположения крестов P при сохранении размеров самого креста L и W (а); увеличение добротности фильтра при увеличении отношения периода P к размеру креста L (б)

Подбор параметров резонатора под заданную резонансную частоту осуществляется простым масштабированием [10]. Для этого нужно иметь фильтр с известными геометрическими параметрами P , L и W и известной резонансной частотой. Тогда для того, чтобы изменить резонансную длину волны в k раз, необходимо все параметры изменить также в k раз. Кроме этого, при масштабировании добротность фильтра не изменяется.

Так как используется фильтр на подложке, необходимо знать и влияние подложки на спектр. При добавлении подложки резонансная частота и полоса пропускания уменьшается в k_s раз [11]:

$$k_s = \sqrt{\frac{n_{sub}^2 + 1}{2}}, \quad (1)$$

в зависимости от показателя преломления подложки n_{sub} . Так как и резонансная частота, и полоса пропускания уменьшаются в k_s раз, добротность не изменится.

Учитывая все вышеописанные факторы влияния на спектр пропускания фильтра, можно сформулировать общий алгоритм подбора геометрических параметров крестообразных резонаторов для заданных резонансной частоты и добротности:

1. в первую очередь учитывается влияние подложки на положение резонансной частоты, т.е. для компенсации этого сдвига изначально рассчитываются параметры для резонансной частоты, умноженной на фактор k_s , рассчитанный по формуле (1);
2. реализуется заданное значение добротности Q , которая, как говорилось ранее, однозначно зависит от соотношения между периодом и размерами креста (рис. 2, б);
3. с помощью масштабирования пересчитываются параметры какого-либо фильтра с известными параметрами и спектральными характеристиками под резонансную частоту, умноженную на фактор k_s .

В результате получается фильтр без подложки с добротностью Q и резонансной частотой $k_s f_r$, но после добавления подложки пик смещается на заданную резонансную частоту f_r .

Численное моделирование спектров пропускания биосенсоров

Ранее было показано, что диэлектрическая проницаемость цельной крови в терагерцовом диапазоне частот сильно зависит от концентрации глюкозы [12]. Исследования производились в диапазоне частот 0,2–0,7 ТГц с изменением концентрации глюкозы от 3 до 19 ммоль/л в цельной крови человека (рис. 3, а) методом импульсной терагерцовой спектроскопии. В численном моделировании рассматривается упрощенный вариант цельной крови человека без поглощения и используется только действительная часть диэлектрической проницаемости, поскольку она вносит основной вклад в сдвиг резонансной частоты фильтра. Для исследования биосенсоров с разными характеристиками были выбраны три различных частоты – 0,3, 0,4 и 0,5 ТГц. Для каждого случая диэлектрическая проницаемость крови монотонно растет с увеличением концентрации глюкозы (рис. 3, б).

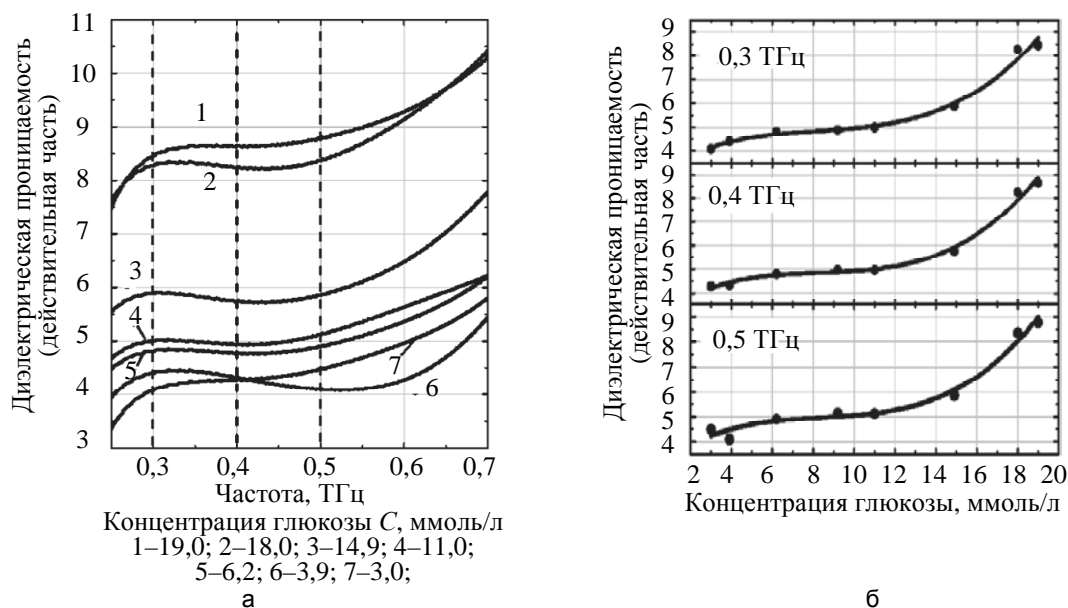


Рис. 3. Дисперсия действительной части диэлектрической проницаемости крови с концентрациями глюкозы C 3,0–19,0 ммоль/л (а); увеличение диэлектрической проницаемости при увеличении концентрации глюкозы в крови на частотах 0,3, 0,4 и 0,5 ТГц (б)

Для этих выделенных частот с помощью описанного выше алгоритма подобраны геометрические параметры фильтров на подложке, выступающие в данном случае в качестве биосенсоров, с резонансными частотами 0,3, 0,4 и 0,5 ТГц. Спектры пропускания фильтров с подобранными параметрами получены численно методом конечных элементов в среде COMSOL Multiphysics. Их спектры пропускания, спектральные характеристики (резонансная частота f_r , полоса пропускания Δf и добротность Q) и подобранные геометрические параметры крестообразных резонаторов (длина L , ширина W и период P) представлены на рис. 4.

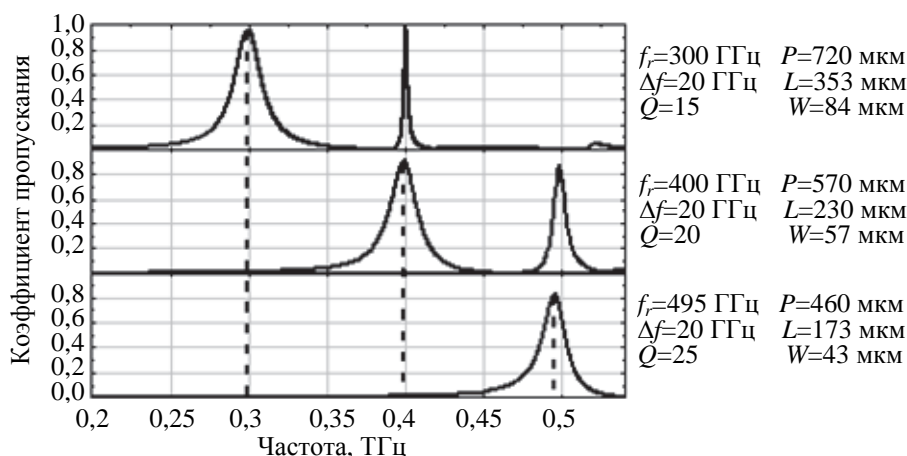


Рис. 4. Спектры пропускания трех различных биосенсоров, полученные с помощью численного моделирования, и их спектральные характеристики

Инвзивное измерение концентрации глюкозы. Численный эксперимент

С помощью рассчитанных биосенсоров (рис. 4) и действительной части диэлектрической проницаемости крови человека с разными концентрациями глюкозы (рис. 3, а) можно провести численный эксперимент: если на металлический слой биосенсора нанести модельную среду с диэлектрической проницаемостью на резонансной частоте (0,3 ТГц, 0,4 ТГц или 0,5 ТГц) и проводить измерения со стороны подложки, то в зависимости от диэлектрической проницаемости крови в спектре отражения будут наблюдаться различные сдвиги резонансной частоты фильтра. Причем, чем больше диэлектрическая проницаемость крови, тем больше будет этот сдвиг в сторону меньших частот (рис. 5).

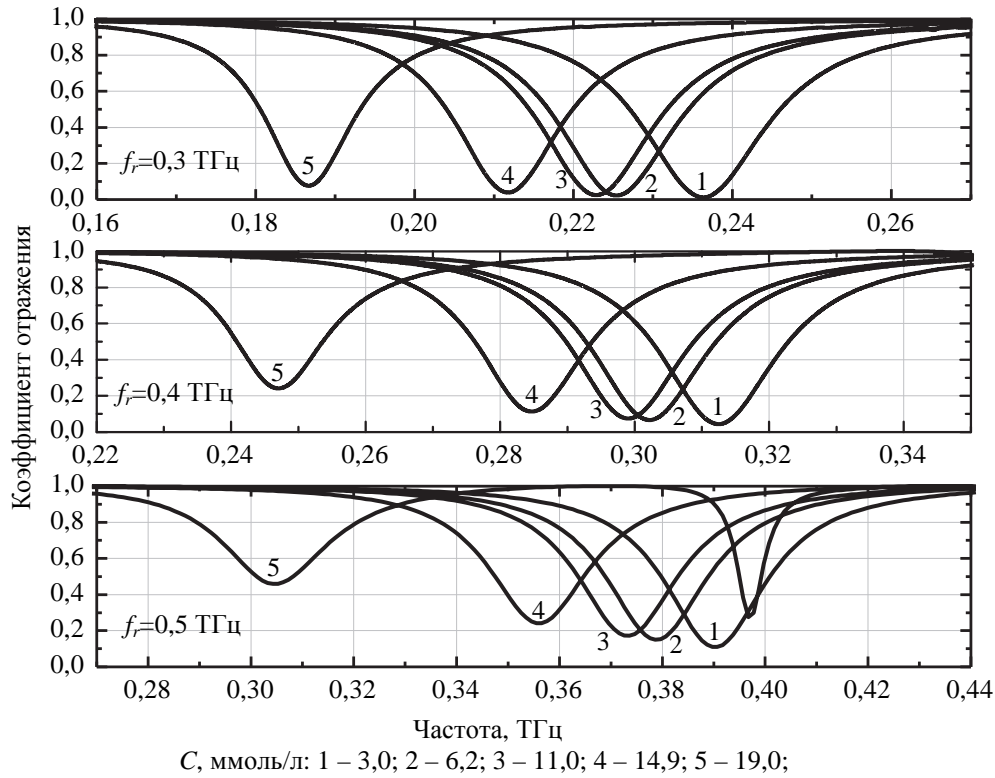


Рис. 5. Сдвиг резонансной частоты биосенсоров с различными начальными резонансными частотами при увеличении концентрации глюкозы в крови

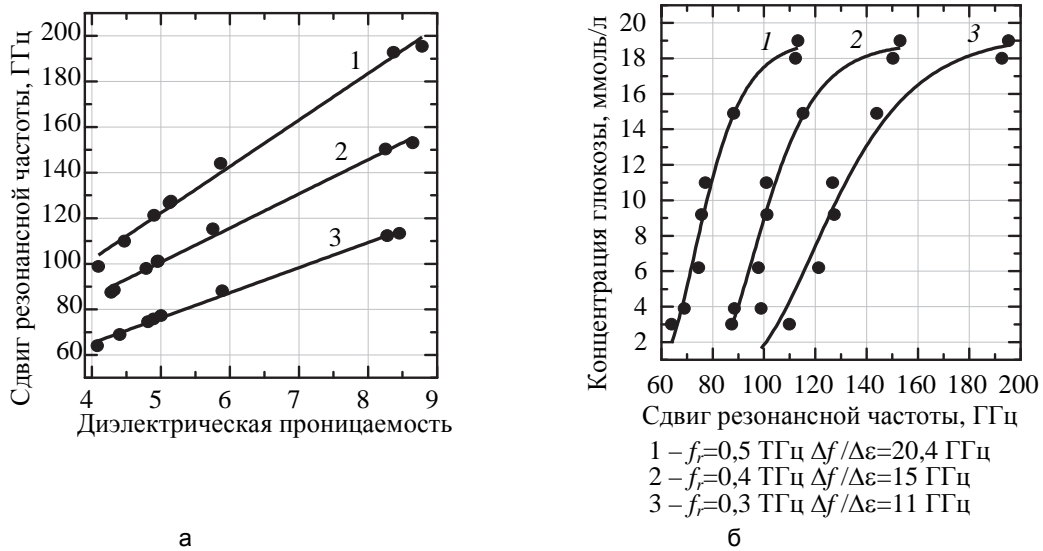


Рис. 6. Зависимость сдвига резонансной частоты биосенсора от действительной части диэлектрической проницаемости модельной среды, подобной крови (а); зависимость концентрации глюкозы в крови от сдвига резонансной частоты (б)

Сдвиг линейно зависит от диэлектрической проницаемости. Для биосенсоров с разными спектральными характеристиками наблюдается разный наклон этих прямых, т.е. разная чувствительность: наибольшей чувствительностью обладает фильтр с изначальной резонансной частотой 0,5 ТГц (рис. 6, а). Соответственно, чем больше концентрация глюкозы в крови, тем больше диэлектрическая проницаемость и тем больше сдвиг резонанса (рис. 6, б).

Заключение

Показана возможность использования полосового фильтра на основе крестообразных резонаторов в качестве высокочувствительного сенсора для определения концентрации глюкозы в крови человека. С помощью дисперсий диэлектрической проницаемости в терагерцовом диапазоне частот для разной концентрации глюкозы в крови рассчитаны параметры крестообразных резонаторов для резонансных частот 0,3, 0,4 и 0,5 ТГц. С помощью численного моделирования методом конечных элементов в среде COMSOL Multiphysics построены спектры пропускания рассчитанных фильтров и показано, что при изменении диэлектрической проницаемости крови, с которой биосенсор контактирует, резонанс в спектре отражения фильтра смещается. Чувствительность метода к изменению концентрации глюкозы рассчитывается исходя из чувствительности фильтра к изменению диэлектрической проницаемости окружающей среды. Наибольшей чувствительностью, которая является производной $dC/d(\Delta f)$, обладает фильтр с резонансной частотой 0,5 ТГц: в диапазоне 3–12 ммоль/л чувствительность – около 2 ммоль/л, в диапазоне 12–19 ммоль/л чувствительность – около 0,5 ммоль/л. Повышение резонансной частоты обеспечивает повышение чувствительности метода. С другой стороны, чувствительность метода ограничена используемой схемой импульсного терагерцового спектрометра, в котором предельное спектральное разрешение 5 ТГц связано с ограничением по временному интервалу сканирования. Если использовать импульсный терагерцовый спектрометр с лучшим спектральным разрешением (например, 1 ТГц) или непрерывный терагерцовый спектрометр со спектральным разрешением 1 кГц, то чувствительность метода существенно повысится.

Полученный результат важен для дальнейшей разработки неинвазивного глюкометра, так как изменение концентрации глюкозы в крови влечет за собой диффузию глюкозы в кожу и параллельно дегидратацию окружающей ткани. Это, в свою очередь, ведет к изменению показателя преломления кожи [13]. С помощью разработанных высокочувствительных биосенсоров стала возможна регистрация этих малых изменений оптических свойств кожи [14].

Литература

1. Vashist S.K. Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management: a review // *Analytica Chimica Acta*. 2012. V. 750. P. 16–27. doi: 10.1016/j.aca.2012.03.043
2. Eadie M., Steele R.J. Non-invasive blood glucose monitoring and data analytics // *Proc. ACM Int. Conf. on Compute and Data Analysis*. Lakeland, USA, 2017. P. 138–142. doi: 10.1145/3093241.3093283
3. Potts R.O., Tamada J.A., Tierney M.J. Glucose monitoring by reverse iontophoresis // *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*. 2002. V. 18. P. S49–S53. doi: 10.1002/dmrr.210
4. Yadav J., Rani A., Singh V., Burari B.M. Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015. V. 18. P. 214–227. doi: 10.1016/j.bspc.2015.01.005
5. Pandey R., Paldi S.K., Valdez T.A., Zhang C. et al. Noninvasive monitoring of blood glucose with raman spectroscopy // *Accounts of Chemical Research*. 2017. V. 50. N 2. P. 264–272. doi: 10.1021/acs.accounts.6b00472
6. Tuchin V.V. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*. 3rd ed. SPIE PRESS, 2007. 882 p.
7. Xu W., Xie L., Ying Y. Mechanisms and applications of terahertz metamaterial sensing: a review // *Nanoscale*. 2017. V. 9. N 37. P. 13864–13878. doi: 10.1039/C7NR03824K
8. O'Hara J.F., Singh R., Brener I. et al. Thin-film sensing with planar terahertz metamaterials: sensitivity and limitations // *Optics Express*. 2008. V. 16. N 3. P. 1786–1795. doi: 10.1364/OE.16.001786
9. COMSOL Multiphysics [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.comsol.com>, своб. Яз. англ. (дата обращения 19.04.18).
10. Melo A.M., Gobbi A.L., Piazzetta M.H.O., da Silva A.M.P.A. Cross-shaped terahertz metal mesh filters: historical review and results // *Advances in Optical Technologies*. 2012. Art. 530512. doi: 10.1364/OE.16.001786

References

1. Vashist S.K. Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management: a review. *Analytica Chimica Acta*, 2012, vol. 750, pp. 16–27. doi: 10.1016/j.aca.2012.03.043
2. Eadie M., Steele R.J. Non-invasive blood glucose monitoring and data analytics. *Proc. ACM Int. Conf. on Compute and Data Analysis*. Lakeland, USA, 2017, pp. 138–142. doi: 10.1145/3093241.3093283
3. Potts R.O., Tamada J.A., Tierney M.J. Glucose monitoring by reverse iontophoresis. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 2002, vol. 18, pp. S49–S53. doi: 10.1002/dmrr.210
4. Yadav J., Rani A., Singh V., Burari B.M. Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015, vol. 18, pp. 214–227. doi: 10.1016/j.bspc.2015.01.005
5. Pandey R., Paldi S.K., Valdez T.A., Zhang C. et al. Noninvasive monitoring of blood glucose with raman spectroscopy. *Accounts of Chemical Research*, 2017, vol. 50, no. 2, pp. 264–272. doi: 10.1021/acs.accounts.6b00472
6. Tuchin V.V. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*. 3rd ed. SPIE PRESS, 2007, 882 p.
7. Xu W., Xie L., Ying Y. Mechanisms and applications of terahertz metamaterial sensing: a review. *Nanoscale*, 2017, vol. 9, no. 37, pp. 13864–13878. doi: 10.1039/C7NR03824K
8. O'Hara J.F., Singh R., Brener I. et al. Thin-film sensing with planar terahertz metamaterials: sensitivity and limitations. *Optics Express*, 2008, vol. 16, no. 3, pp. 1786–1795. doi: 10.1364/OE.16.001786
9. *COMSOL Multiphysics*. Available at: <https://www.comsol.com> (accessed 19.04.18).
10. Melo A.M., Gobbi A.L., Piazzetta M.H.O., da Silva A.M.P.A. Cross-shaped terahertz metal mesh filters: historical review and results. *Advances in Optical Technologies*, 2012, art. 530512. doi: 10.1364/OE.16.001786
11. Ferraro A., Zografopoulos D.C., Caputo R., Beccherelli R.

11. Ferraro A., Zografopoulos D.C., Caputo R., Beccherelli R. Broad-and narrow-line terahertz filtering in frequency-selective surfaces patterned on thin low-loss polymer substrates // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2017. V. 23. N 4. P. 1–8. doi: 10.1109/JSTQE.2017.2665641
12. Gusev S.I., Simonova A.A., Demchenko P.S., Khodzitsky M.K., Cherkasova O.P. Blood glucose concentration sensing using biological molecules relaxation times determination // *Proc. IEEE Int. Symposium on Medical Measurements and Applications*. Rochester, USA, 2017. P. 458–463.
13. Kuranov R.V., Sapozhnikova V.V., Prough D.S., Cicinaite I., Esenaliev R.O. In vivo study of glucose-induced changes in skin properties assessed with optical coherence tomography // *Physics in Medicine and Biology*. 2006. V. 51. N 16. P. 3885–3900. doi: 10.1088/0031-9155/51/16/001
14. Черкасова О.П., Назаров М.М., Берловская Е.Е., Ангулц А.А., Макуренов А.М., Шкуринов А.П. Исследование оптических свойств кожи человека и животных методом импульсной терагерцовой спектроскопии // *Известия РАН. Серия физическая*. 2016. Т. 80. № 4. С. 526–530. doi: 10.7868/S0367676516040062
- Broad-and narrow-line terahertz filtering in frequency-selective surfaces patterned on thin low-loss polymer substrates. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2017, vol. 23, no. 4, pp. 1–8. doi: 10.1109/JSTQE.2017.2665641
12. Gusev S.I., Simonova A.A., Demchenko P.S., Khodzitsky M.K., Cherkasova O.P. Blood glucose concentration sensing using biological molecules relaxation times determination. *Proc. IEEE Int. Symposium on Medical Measurements and Applications*. Rochester, USA, 2017, pp. 458–463.
13. Kuranov R.V., Sapozhnikova V.V., Prough D.S., Cicinaite I., Esenaliev R.O. In vivo study of glucose-induced changes in skin properties assessed with optical coherence tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, vol. 51, no. 16, pp. 3885–3900. doi: 10.1088/0031-9155/51/16/001
14. Cherkasova O.P., Nazarov M.M., Shkurinov A.P., Berlovskaya E.E., Angeluts A.A., Makurenkov A.M. Studying human and animal skin optical properties by terahertz time-domain spectroscopy. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*, 2016, vol. 80, no. 4, pp. 479–483. doi: 10.3103/S1062873816040067

Авторы

Соболева Виктория Юрьевна – инженер, студент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 56419656800, ORCID ID: 0000-0003-4994-374X, Soboleva.victoriia@mail.ru

Гусев Святослав Игоревич – инженер, аспирант, Университет ИТМО, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 56419554200, ORCID ID: 0000-0002-5962-6652, mail@gusev-spb.ru

Ходзицкий Михаил Константинович – кандидат физико-математических наук, доцент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 16444444600, ORCID ID: 0000-0001-7261-8350, khodzitskiy@yandex.ru

Authors

Victoria Yu. Soboleva – engineer, student, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 56419656800, ORCID ID: 0000-0003-4994-374X, Soboleva.victoriia@mail.ru

Svyatoslav I. Gusev – engineer, postgraduate, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 56419554200, ORCID ID: 0000-0002-5962-6652, mail@gusev-spb.ru

Mikhail K. Khodzitsky – PhD, Associate Professor, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 16444444600, ORCID ID: 0000-0001-7261-8350, khodzitskiy@yandex.ru