

Богданов Юрий Михайлович – АО "НПП "Исток" им. Шокина"; e-mail: zikiy50@mail.ru; г. Фрязино, Россия; начальник отдела.

Зикий Анатолий Николаевич – Южный федеральный университет; e-mail: zikiy50@mail.ru; г. Таганрог, Россия; кафедра информационной безопасности телекоммуникационных систем; к.т.н.; с.н.с.; доцент.

Пустовалов Алексей Иванович – АО «Таганрогский научно-исследовательский институт связи»; e-mail: pustovalov@yahoo.com; г. Таганрог, Россия; начальник лаборатории.

Bogdanov Jurij Mihajlovich – JSC "RPC "Istok" named after Shokin"; e-mail: zikiy50@mail.ru; Fryazino, Russia; department head.

Zikiy Aatoliy Nikolaecich – Southern Federal University; e-mail: zikiy50@mail.ru; Taganrog, Russia; the department of information security of telecommunication systems; cand. of eng. sc.; senior researcher; assistant professor.

Pustovalov Aleksej Ivanovich – АО «ТНИИС»; e-mail: pustovalov@yahoo.com; Taganrog, Russia; laboratory head.

УДК 621.3.049.7

DOI 10.18522/2311-3103-2021-3-121-127

Е.Ю. Гусев, А.В. Сарыев

ПРОЕКТИРОВАНИЕ КРЕМНИЕВОГО МИКРОЗОНДА ДЛЯ МАЛОИНВАЗИВНОГО НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА

Микрозонды стали важным инструментом исследования нейронной активности. Исследования и разработки в области инвазивных нейроинтерфейсов направлены на снижение характерного повреждения нервной ткани за счет уменьшения диаметра имплантируемых зондов менее 100 мкм. Подобные структуры изготавливают методами микрообработки, в частности различными видами анизотропного травления. При этом на размеры и форму зонда оказывают влияние условия травления. Последние должны учитываться на этапе проектирования конструкции зонда. В работе проведена оценка диапазонов геометрических параметров кремниевого микрозонда с учетом условий травления и количества электродов. Аналитические расчеты проводили для структуры зонда, представленной четырьмя областями различной ширины, несущих до семи электродов. Получены зависимости ширины нижнего основания трапецевидного сечения зонда и размера маски от толщины и ширины верхнего основания зонда. Установлены допустимые диапазоны размеров для предложенного варианта четырехуровневого микрозонда; в частности, минимальные значения ширины верхнего основания, составили 17, 28, 39 и 50 мкм, а соответствующие им диапазоны допустимых значений толщин зонда для вариантов с 1 электродом – 30–58 мкм, 2 и 3 электродами – 30–51 мкм, 4 и 5 электродами – 30–43 мкм, а для случая зонда с 6 и 7 электродами – 30–35 мкм. Выполнена оценка величины коррекции размера маски, отражающая влияния условий травления на геометрию зонда.

Многоэлектродный микрозонд; анизотропное жидкостное травление; кремний.

E.Yu. Gusev, A.V. Saryev

DESIGN OF SILICON MICROPROBE FOR MINIMALLY INVASIVE NEURAL INTERFACE

Microprobes have become an important tool in the study of brain activity. Research and development in the field of invasive neurointerfaces is aimed at reducing the characteristic damage to the nervous tissue by reducing the diameter of the implanted probes to less than 100 μm. Such structures are produced by micromachining, in particular, by types of anisotropic etching. In this case, the size and shape of the probe are influenced by the etching conditions. The latter should be

taken into account at the designing of the probe. The paper evaluates the ranges of the geometric parameters of a silicon microprobe taking into account the etching conditions and the number of electrodes. Analytical calculations were carried out for the structure of the probe, represented by four regions of different widths, carrying up to seven electrodes. The dependences of bottom base width of a trapezoidal section of the probe and the size of the mask on the thickness and width of the top base are received. The admissible ranges of sizes for the proposed case of the four-level microprobe are established; in particular, the minimum values of the width of the top base were 17, 28, 39 and 50 microns, and the corresponding ranges of permissible values of the probe thickness for cases with 1 electrode – 30–58 microns, 2 and 3 electrodes – 30–51 microns, 4 and 5 electrodes – 30–43 microns, and for the case of a probe with 6 and 7 electrodes – 30–35 microns. The correction value of the mask size is estimated, reflecting the effect of etching conditions on the probe geometry.

Multielectrode microprobe; anisotropic wet etching; silicon.

Введение. Нейроинтерфейс – система обмена информации между компьютером и мозгом человека [1, 2]. В зависимости от типа устройства данная технология может быть однонаправленной и двунаправленной [2, 3]. Первый тип позволяет либо считывать сигналы нейронной активности, либо направлять сигналы в мозг. Во втором случае система работает в обоих направлениях одновременно.

В зависимости от воздействия нейроинтерфейсов на мозг их разделяют на три группы: неинвазивные (взаимодействующие только с поверхностью тела) [4], полуинвазивные (взаимодействующие с открытой поверхностью мозга) [5], инвазивные (взаимодействующие непосредственно с корой головного мозга) [6, 7]. Неинвазивные нейроинтерфейсы значительно безопаснее, но им характерна малая пропускная способность сигнала из-за чего повышается вероятность возникновения множественных шумов. Инвазивные, напротив, благодаря контакту с нейронами позволяют передавать сигналы без помех с высоким разрешением. Существенно снизить степень повреждения тканей позволяет использование миниатюрных зондов с размерами поперечного сечения менее 100 мкм [1–4, 8, 9].

Разработано множество методов микрообработки, обеспечивающих изготовление микрозондов с такими размерами [10–12]. Основными методами при этом являются сухое (глубокое реактивное ионное травление) и жидкостное травление. Последнему характерны высокая скорость, точность, а также высокая степень повторяемости [10]. В случае, когда в качестве конструкционного материала микрозонда выступает кремний, для его анизотропного травления традиционно используют водные растворы гидроксида калия (КОН) [13, 14]. При этом на размеры и геометрию микрозонда оказывают влияние условия травления, такие как концентрация и температура раствора [15–17]. Последние должны учитываться на этапе проектирования зонда и разработки комплекта фотошаблонов [11, 12, 18].

Цель работы заключается в установлении диапазонов геометрических параметров кремниевого микрозонда с размером поперечного сечения менее 100 мкм с учетом условий анизотропного жидкостного травления и количества электродов.

Модель и методика исследования. Геометрическая форма кремниевого микрозонда определяется природой и условиями проведения анизотропного жидкостного травления. В качестве материалов зонда и маскирующего покрытия (маски) рассматривали КЭФ (100) и оксид кремния (SiO_2 или SiO_x), соответственно. В результате анизотропного травления структура зонда приобретает вид, показанный на рис. 1.

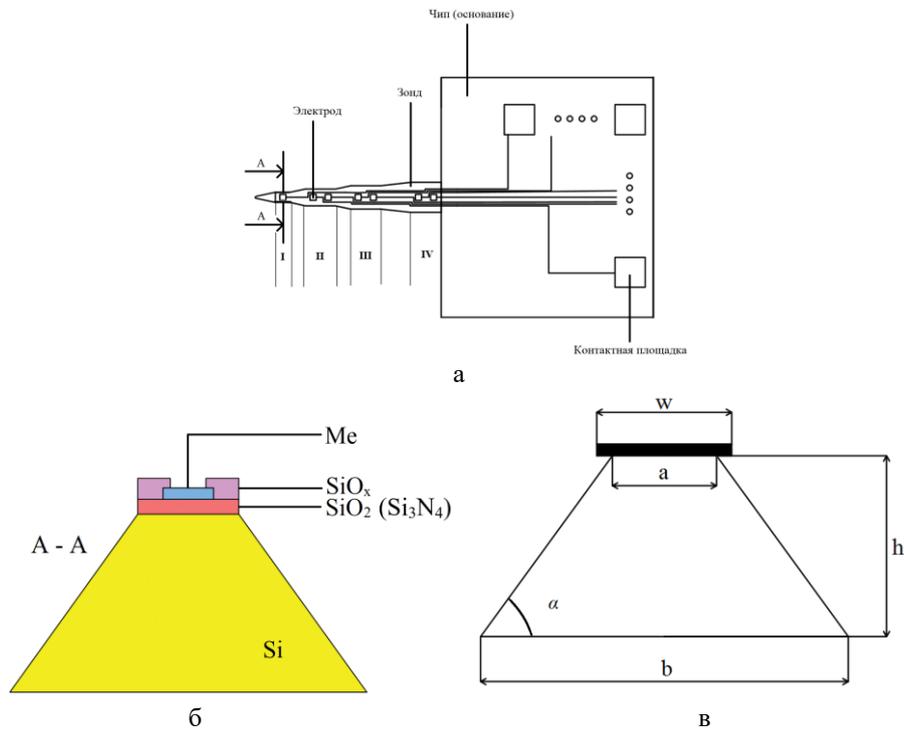


Рис. 1. Структура микрозонда: а – вид сверху, б – поперечное сечение зонда, в – геометрические параметры зонда и маски

Поперечное сечение зонда представляет трапецию с основаниями a и b , высотой h с углом α между гранями. Верхнее основание трапеции представляет исходную лицевую поверхность подложки кремния с электродами, закрытыми от травления маскирующим покрытием. Положение нижнего основания определяется скоростью и длительностью процесса травления с тыльной стороны подложки. Легко видеть, что размеры трапециевидного зонда связаны следующим соотношением:

$$b = a + 2h \cdot (\tan \alpha)^{-1}, \quad (1)$$

где α – угол между гранями (100) и (111) (можно показать, что $\alpha = 54,74^\circ$ [14]).

Минимальное значение a зависит от количества электродов, ширины проводящей дорожки, расстояния между дорожками и отступа от края.

$$a_{\min} = 2 \cdot p + w_s + N \cdot (w_o + u), \quad (2)$$

где N – номер области, p – отступ от края, w_s – ширина электрода, w_o – ширина проводящей дорожки, u – расстояние между дорожками.

Фактическое значение a определяется размерами элементов топологического рисунка маски w , а также величиной подтравки под маску $(w-a)/2$ (см. рис. 1,в). Учитывая, что конструктивная толщина зонда, обеспечивающая его прочностные характеристики, не может быть меньше 30 мкм [19], а поперечный размер зонда не должен превышать 100 мкм интерес представляет определение допустимых диапазонов геометрических параметров зонда в зависимости от экспериментальных условий анизотропного жидкостного травления. По геометрическим соображениям ширину верхнего основания зонда можно определить следующим образом:

$$a = w - 2 \cdot \left(\frac{R_{[111]}}{R_{[100]}} \cdot \frac{h}{\sin \alpha} \right), \quad (3)$$

где $R_{[100]}$ и $R_{[111]}$ – скорости травления в направлении [100] и [111]. Значения скоростей травления в обозначенных направлениях брали из [13, 17].

Зависимости $b(h)$, $w(h)$ рассчитывали при фиксированных значениях a , зависимости $b(a)$, $w(a, R)$ – для ряда h . Расчеты проводили для структуры зонда, представленной четырьмя областями различной ширины ($a_I < a_{II} < a_{III} < a_{IV}$ в соответствии с рис. 1,а). В первой области, т.е. области острия, располагается один электрод, в остальных – по два. При этом принято, что $p = 3,5$ мкм, $w_s = 10$ мкм, $w_\partial = 2,5$ мкм, а $u = 3$ мкм.

Результаты исследования и их обсуждение. Минимальные значения ширины верхнего основания трапецевидного зонда a_{\min} для областей I-IV составили 17, 28, 39 и 50 мкм, соответственно.

Верхняя граница интервала допустимых значений толщины зонда h , при которой ширина нижнего основания не превышает 100 мкм, определена в зависимости от a_{\min} . Так, согласно (1), для зонда с одним электродом диапазон допустимых значений толщины балки ограничен 30–58 мкм. Очевидно, что по мере увеличения количества электродов на зонде, возрастает ширина верхнего основания, и соответственно, ширина нижнего основания зонда. Для зонда с тремя электродами максимально допустимая толщина составила 51 мкм, с пятью электродами – 43 мкм, а для случая зонда с семью электродами – 35 мкм.

По результатам расчетов по (1–3) получены зависимости $b(h)$, $w(h)$, $b(a)$, $w(a)$, а также зависимость размера маски от условий травления некоторые из которых показаны на рис. 2.

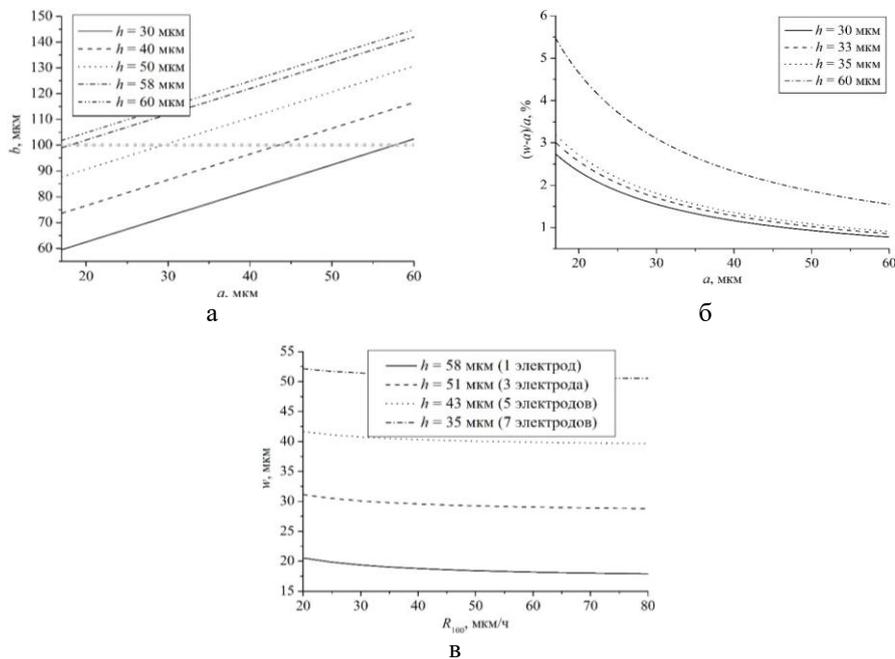


Рис. 2. Зависимости: а – ширины нижнего основания микрозонда от ширины верхнего основания, б – размера маски от ширины верхнего основания, в – размера маски от условий травления

Из рис. 2 видно, что ширина нижнего основания напрямую зависит от ширины верхнего основания и толщины микрозонда (времени травления). Зависимость размера маски от ширины верхнего основания зонда рассчитана для ряда толщин при условии, что скорость анизотропного жидкостного травления кремния в 30 % растворе КОН при 80°C в направлении [100] и [111] примерно равны 79 и 0,5 мкм/ч, соответственно [17].

Принимая во внимание, что толщина зонда определяется только скоростью и временем травления, при определении его геометрии следует учитывать эффект подтравки под маску [20]. Влияние данного эффекта проявляется в виде уменьшения ширины верхнего основания зонда относительно размера маски, и возрастает со временем травления. Кроме того, на геометрические параметры конструкции зонда оказывают влияние условия анизотропного жидкостного травления (см. рис. 2,в). Последние должны быть учтены при разработке топологического рисунка маски в виде соответствующей поправки.

Анализ полученных зависимостей позволил определить диапазоны геометрических размеров четырехуровневого зонда (a, b, h), размеров маски w , подходящие для расположения до семи электродов.

Принимая во внимание, что облик зонда и чипа определяется травлением с лицевой стороны подложки в одном процессе, расчет геометрических размеров чипа (основания) и соответствующей маски следует проводить по выражениям (1-3) при идентичных условиях анизотропного травления (концентрации и температуре раствора).

Заключение. В работе установлены диапазоны геометрических параметров четырехуровневого кремниевого микрозонда размерами не более 100 мкм с учетом условий анизотропного жидкостного травления в растворе гидроксида калия и количества электродов. Получены соответствующие зависимости. Выполнена оценка величины коррекции размера маски, отражающая влияния условий травления на размеры зонда.

Для выбранной четырехуровневой структуры микрозонда определены минимальные значения ширины верхнего основания, равные 17, 28, 39 и 50 мкм. Установлены диапазоны допустимых значений толщин зонда – от 30 мкм до 35-58 мкм. При этом значение максимально допустимой толщины для зонда с 1 электродом составило 58 мкм, 2 и 3 электродами – 51 мкм, 4 и 5 электродами – 43 мкм, а для случая зонда с 6 и 7 электродами – 35 мкм. Показано, что на ширину верхнего основания зонда кроме размера маски будут оказывать влияние условия анизотропного жидкостного травления (концентрация раствора и температура). Последние определяют скорости травления кремния по различным кристаллографическим направлениям. Ширина нижнего основания напрямую зависит от ширины верхнего основания и толщины микрозонда (времени травления). Отмеченные особенности необходимо учитывать при проектировании.

Результаты исследования могут быть полезны при разработке конструкций многоэлектродных кремниевых микрозондов, изготавливаемых методом жидкостного анизотропного травления.

Благодарности. Результаты получены с использованием инфраструктуры Научно-образовательного центра «Нанотехнологии» Южного федерального университета.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Rivnay J., Wang H., Fenno, L. [et al.]. Next-generation probes, particles, and proteins for neural interfacing // Science Advances. – 2017. – Vol. 3 (6). – e1601649.
2. Seymour J.P., Wu F., Wise K.D. [et al.]. State-of-the-art MEMS and microsystem tools for brain research // Microsystems & Nanoengineering. – 2017. – Vol. 3. – 16066.

3. *Obidin N., Tasnim F., Dagdeviren C.* The Future of Neuroimplantable Devices: A Materials Science and Regulatory Perspective // *Advanced Materials*. – 2019. – Vol. 32 (15). – 1901482.
4. *Szostak K.M., Grand L., Constandinou T.G.* Neural Interfaces for Intracortical Recording: Requirements, Fabrication Methods, and Characteristics // *Frontiers in Neuroscience*. – 2017. – Vol. 11. – 665.
5. *Leuthardt E.C., Schalk G., Wolpaw J.R. [et al.]*. A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans // *J. Neural Eng.* – 2004 – Vol. 1. – P. 63-71.
6. *Normann R.A., Fernandez E.* Clinical applications of penetrating neural interfaces and Utah Electrode Array technologies // *Journal of Neural Engineering*. – 2016. – Vol. 13 (6). – 061003.
7. *Govindarajan A.V., Je M., Park W.-T., Achyuta A.K.H.* MEMS as implantable neuroprobes // *MEMS for Biomedical Applications*. – Woodhead Publishing Limited, 2012. – P. 361-395.
8. *Jun J.J., Steinmetz N.A., Siegle J.H. [et al.]*. Fully integrated silicon probes for high-density recording of neural activity // *Nature*. – 2017. – Vol. 551, No. 7679. – P. 232-236.
9. *Gao K., Li S., Zhuang L. [et al.]*. In vivo bioelectronic nose using transgenic mice for specific odor detection // *Biosensors and Bioelectronics*. – 2018. – Vol. 102. – P. 150-156.
10. *Negi S., Bhandari R.* Silicon isotropic and anisotropic etching for MEMS applications // *Microsystem Technologies*. – 2013. – Vol. 19 (2). – P. 203-210.
11. Нанотехнологии в микроэлектронике / под ред. О.А. Агеева, Б.Г. Коноплева. – М.: Наука, 2019. – 511 с. – ISBN 978-5-02-040201-0.
12. *Shikida M., Sato K., Tokoro K., Uchikawa D.* Differences in anisotropic etching properties of KOH and TMAH solutions // *Sensors and Actuators A: Physical*. – 2000. – Vol. 80, No. 2. – P. 179-188.
13. *Zubel I.* Anisotropic etching of Si // *Journal of Micromechanics and Microengineering*. – 2019. – Vol. 29, No. 9. – 093002.
14. *Rao A.V.N., Swarnalatha V., Pal P.* Etching characteristics of Si {110} in 20% KOH with addition of hydroxylamine for the fabrication of bulk micromachined MEMS // *Micro and Nano Systems Letters*. – 2017. – Vol. 5, No. 23. – P. 1-9.
15. *Малохатко С.В., Гусев Е. Ю.* Исследование маскирующих свойств пленок оксида кремния для создания кремниевых мембран методом жидкостного травления // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2020. – № 6. – С. 196-203.
16. *Stiller A.M., González-González M.A., Boothby J.M. [et al.]*. Mechanical considerations for design and implementation of peripheral intraneural devices // *Journal of Neural Engineering*. – 2019. – Vol. 16 (6). – 064001.
17. *Seidel H., Csepregi L., Heuberger A. [et al.]*. Anisotropic etching of crystalline silicon in alkaline solutions I. Orientation dependence and behavior of passivation layers // *Journal of the Electrochemical Society*. – 1990. – Vol. 137 (11). – P. 3612-3625.
18. *Малохатко С.В., Гусев Е.Ю., Агеев О.А.* Разработка стреловидного кантилевера для многочастотной атомно-силовой микроскопии // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2019. – № 3. – С. 171-178.
19. *Гусев Е.Ю., Житяева Ю.Ю.* Технология изготовления многоэлектродного микрозонда для малоинвазивного нейрокомпьютерного интерфейса // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2019. – № 6. – С. 61-70.
20. *Pal P., Swarnalatha V., Rao A.V.N. [et al.]*. High speed silicon wet anisotropic etching for applications in bulk micromachining: a review // *Micro and Nano Systems Letters*. – 2021. – Vol. 9. – 4.

REFERENCES

1. *Rivnay J., Wang H., Fenno, L. [et al.]*. Next-generation probes, particles, and proteins for neural interfacing, *Science Advances*, 2017, Vol. 3 (6), e1601649.
2. *Seymour J.P., Wu F., Wise K.D. [et al.]*. State-of-the-art MEMS and microsystem tools for brain research // *Microsystems & Nanoengineering*. – 2017. – Vol. 3. – 16066.
3. *Obidin N., Tasnim F., Dagdeviren C.* The Future of Neuroimplantable Devices: A Materials Science and Regulatory Perspective, *Advanced Materials*, 2019, Vol. 32 (15), 1901482.
4. *Szostak K.M., Grand L., Constandinou T.G.* Neural Interfaces for Intracortical Recording: Requirements, Fabrication Methods, and Characteristics // *Frontiers in Neuroscience*. – 2017. – Vol. 11. – 665.

5. Leuthardt E.C., Schalk G., Wolpaw J.R. [et al.]. A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans, *J. Neural Eng.*, 2004, Vol. 1, pp. 63-71.
6. Normann R.A., Fernandez E. Clinical applications of penetrating neural interfaces and Utah Electrode Array technologies, *Journal of Neural Engineering*, 2016, Vol. 13 (6), 061003.
7. Govindarajan A.V., Je M., Park W.-T., Achyuta A.K.H. MEMS as implantable neuroprobes, *MEMS for Biomedical Applications*. Woodhead Publishing Limited, 2012, pp. 361-395.
8. Jun J.J., Steinmetz N.A., Siegle J.H. [et al.]. Fully integrated silicon probes for high-density recording of neural activity, *Nature*, 2017, Vol. 551, No. 7679, pp. 232-236.
9. Gao K., Li S., Zhuang L. [et al.]. In vivo bioelectronic nose using transgenic mice for specific odor detection, *Biosensors and Bioelectronics*, 2018, Vol. 102, pp. 150-156.
10. Negi S., Bhandari R. Silicon isotropic and anisotropic etching for MEMS applications, *Microsystem Technologies*, 2013, Vol. 19 (2), pp. 203-210.
11. Nanotechnologii v mikroelektronike [Nanotechnologies in microelectronics], ed. by O.A. Ageeva, B.G. Konoplyova. Moscow: Nauka, 2019, 511 p. ISBN 978-5-02-040201-0.
12. Shikida M., Sato K., Tokoro K., Uchikawa D. Differences in anisotropic etching properties of KOH and TMAH solutions, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2000, Vol. 80, No. 2, pp. 179-188.
13. ZubeI I. Anisotropic etching of Si, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2019, Vol. 29, No. 9, 093002.
14. Rao A.V.N., Swarnalatha V., Pal P. Etching characteristics of Si {110} in 20% KOH with addition of hydroxylamine for the fabrication of bulk micromachined MEMS, *Micro and Nano Systems Letters*, 2017, Vol. 5, No. 23, pp. 1-9.
15. Malokhatko S.V., Gusev E. Yu. Issledovaniye maskiruyushchikh svoystv plenok oksida kremniya dlya sozdaniya kremniyevykh membran metodom zhidkostnogo travleniya [Research of masking properties of silicon oxide films for silicon membrane fabrication by wet etching], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2020, No. 6, pp. 196-203.
16. Stiller A.M., González-González M.A., Boothby J.M. [et al.]. Mechanical considerations for design and implementation of peripheral intraneural devices, *Journal of Neural Engineering*, 2019, Vol. 16 (6), 064001.
17. Seidel H., Csepregi L., Heuberger A. [et al.]. Anisotropic etching of crystalline silicon in alkaline solutions I. Orientation dependence and behavior of passivation layers, *Journal of the Electrochemical Society*, 1990, Vol. 137 (11), pp. 3612-3625.
18. Malokhatko S.V., Gusev E.Yu., Ageev O.A. Razrabotka strelovidnogo kantilevera dlya mnogochastotnoj atomno-silovoj mikroskopii [Development of the swept cantilever for multifrequency atomic force microscopy], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2019, No. 3, pp. 171-178.
19. Gusev E.Yu., Jityaeva J.Y. Tekhnologiya izgotovleniya mnogiektrodnogo mikrosonda dlya maloinva-zivnogo nejrokompyuternogo interfejsa [Process technology of multielectrode microprobe for a minimally invasive neurocomputer interface], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2019, No. 6, pp. 61-70.
20. Pal P., Swarnalatha V., Rao A.V.N. [et al.]. High speed silicon wet anisotropic etching for applications in bulk micromachining: a review, *Micro and Nano Systems Letters*, 2021, Vol. 9, 4.

Статью рекомендовал к опубликованию д.ф.-м.н., профессор А.А. Лаврентьев.

Гусев Евгений Юрьевич – Южный федеральный университет; e-mail: eyugusev@sfned.ru; г. Таганрог, Россия; тел.: +78634371940; кафедра нанотехнологий и микросистемной техники; доцент.

Сарьев Артур Владимирович – e-mail: asaryev@sfned.ru; кафедра нанотехнологий и микросистемной техники; студент.

Gusev Evgeny Yuryevich – Southern Federal University; e-mail: eyugusev@sfned.ru; Taganrog, Russia; phone: +78634371940; department of nanotechnology and microsystems technology; associate professor;

Saryev Artur Vladimirovich – e-mail: asaryev@sfned.ru; department of nanotechnology and microsystems technology; student.