

21. *Petrosyan V.I., Gulyaev Yu.V., Zhiteneva E.A., Elkin V.A., Simitsyn N.I. Vzaimodeystvie fizicheskikh i biologicheskikh ob"ektov s elektromagnitnym izlucheniem KVCh diapazona [The interaction of physical and biological objects with electromagnetic radiation in the EHF band], Radiotekhnika i elektronika [Journal of Communications Technology and Electronics], 1995, Vol. 40, V. 1, pp. 127-134.*
22. *Malyshev I.V. Metody mikrovolnovoy registratsii i lokatsii biologicheskikh dispersnykh sred [Methods a registration and location of dispersed biological media], Inzhenernyy Vestnik Dona [Engineering journal of Don], 2015, No. 4. Available at: <http://www.ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2015/3458>.*

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

Малышев Игорь Владимирович – Южный федеральный университет; e-mail: im1960@mail.ru; 347928, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2; тел.: 88634393046, +79185372656; зав. кафедрой РТЭ; к.т.н.; доцент.

Паршина Наталия Владимировна – e-mail: natali_e75@mail.ru; тел.: 89043497455; кафедра РТЭ; инженер.

Malyshev Igor Vladimirovich – Southern Federal University; e-mail address: im1960@mail.ru; 2, Shevchenko street, Taganrog, 347928, Russia; phone: +78634393046, +79185372656; head of Radioengineering Electronics Department; cand. of eng.sc.; associate professor.

Parshina Natalia Vladimirovna – e-mail address: natali_e75@mail.ru; phone: 89043497455; the department of radioengineering electronics; engineer.

УДК 621.38-022.532

В.Н. Вязьмитин, В.В. Поляков

МИКРОФЛЮИДНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ СЕПАРАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

Приводится анализ биологических жидкостей в организме человека и их свойства. Дается характеристика современных методов исследования и взятия проб образцов для анализа, подчеркнута актуальность развития системы персонализированной медицины. Показаны особенности и некоторые параметры форменных элементов крови, раскрыты возможные области применения микрофлюидных устройств в современных системах диагностики и анализа. Раскрываются особенности и принципы построения элементов микрофлюидных устройств. Показана взаимосвязь проблем персонализации медицины и миниатюризации устройств с применением современных микро- и нанотехнологий. Отмечается, что современные системы диагностики и анализа широко используют микрофлюидные устройства при химических тестах, цитометрии, иммунологическом анализе, клинической диагностике, доставке лекарственных средств в организм. Это могут быть различные микроканалы, микронасосы, ингаляторы, микрореакторы и др. Приведен расчёт протекания жидкости по микроканалам методом ламинарного течения. В проведенных оценочных расчетах показано, что ламинарное течение возможно только до некоторого критического значения числа Рейнольдса, после которого оно переходит в турбулентное. В микроканалах, при выполнении условия «прилипания» скорость движения жидкости очень мала. При этом, увеличение скорости требует значительных давлений, что может привести к разрушению канала. Одним из возможных решений данной проблемы является использование гидрофобных поверхностей. В данном случае, для микрофлюидных устройств на кремнии, используется оксидирование поверхности микроканалов. В статье указано, что существует несколько способов реализации системы каналов на чипе: перекрестная, двойная-Т, двойная-Л, двойная-перекрестная, тройная-Т, мульти-Т и др. Отмечено, что наиболее простым в реализации и применении для проведения простых анализов

является перекрестная система каналов. Кроме того, указано на влияние гидрофобных и гидрофильных поверхностей микроканалов. В качестве примера реализации микрофлюидного устройства для сепарации биологических жидкостей приводится элемент микрофлюидики, сформированный методом локального анодного окисления. Предложен вариант микрофлюидного устройства для сепарации биологических жидкостей.

Микрофлюидные устройства; технология; микросистема; нанотехнология; биосенсор; классификация.

V.N. Vyazmitin, V.V. Polyakov

MICROFLUIDIC DEVICE FOR SEPARATION OF BIOLOGICAL LIQUIDS

The article provides the analysis of biological liquids in human organism and their properties. Describes contemporary methods of research and sampling samples for analysis, what the important by developing systems for personalized medicine. Revealed potential applications of microfluidics devices in modern systems of diagnostics and analysis, given description features and some parameters of blood corpuscles. Described the peculiarities and principles of construction of elements of microfluidic devices. Shown the relationship of the personalization of medicine and miniaturization of devices a modern micro- and nanotechnologies. Is noted that advanced system diagnostics and analysis are widely used microfluidics devices with chemical tests, cytometry, immunological analysis, clinical diagnostics and delivery of drugs in the body. This can be a variety of microchannels, micropumps, and inhalers, microreactors, etc. Dan calculation of the flow of fluid through the microchannels by a method of laminar flow. It is shown that laminar flow is possible only up to some critical value of the Reynolds number, after which it becomes turbulent. In addition, effect of hydrophobic and hydrophilic surfaces of microchannels was consider. By condition of "sticking" in microchannels of the fluid velocity is very small. Thus, the increase in speed requires a significant pressure, which can lead to the destruction of the channel. One of possible solution to this problem is the use of hydrophobic surfaces. In this case, for microfluidic devices on silicon, is used the oxidation of the surface of microchannels. The article stated that there are several ways of implementation of a system of channels on the chip: cross, double-T, double-L, double-cross, triple-T, multi-T, etc. Cross-system channel the most simple in realization and carrying out analyses. As an example, the realisation device for separation of biological liquids was shown example element formed by the method of local anodic oxidation. Was offer variant of the microfluidic device for separation of biological liquids.

Microfluidic devices; technology; micro; nanotechnology; biosensors; classification.

Введение. Одним из основных долгосрочных приоритетов развития здравоохранения РФ, обозначенного еще в 2012 г. Минздравом России и президиумом РАМН, является развитие системы персонализированной медицины, подразумевающей назначение конкретного лекарства конкретному больному, так называемой "медицины под заказчика". Еще до появления термина «персонализация», индивидуальный подход в медицине применялся при переливании крови, трансплантации тканей, клеточной терапии и др. Основными задачами персонализированной медицины являются: диагностика, интеграция диагностики и лечения, мониторинг лечения. При этом особый интерес представляет сбор, разделение и мониторинг анализов биологических сред.

Наряду с этим известно [1–5], что одним из перспективных направлений микросистемной техники являются микрофлюидные устройства, которые составляют основу лабораторий на кристалле (lab-on-a-chip) и в которых может происходить управление микро-, нано- и пиколитровыми объемами жидкостей. В подобных устройствах можно реализовать подготовку проб, транспортировку, смешивание, разделение, детектирование, дозирование и другие операции с биологическими жидкостями. Сочетание низкой стоимости данных устройств, сроков проведения

анализов, точности и воспроизведения результатов, высокое качество исследований выгодно отличает их для использования в малогабаритных устройствах персонализированной медицины. Интеграция в микрофлюидных устройствах специальных функциональных элементов позволит создать новые аналитические системы и приборы с уникальными техническими характеристиками для исследования биологических проб различного характера.

Постановка задачи. Человек, как биологическое существо, состоит на 2/3 из воды. Основными биологическими жидкостями в организме человека являются: кровь, межклеточная жидкость, моча, слюна, желчь и др. Наиболее важной биологической жидкостью в организме человека, является кровь. С точки зрения биологии и медицины, кровь представляет собой смесь различных форменных элементов, таких как красные клетки крови, лейкоциты и др. [6]. Разделение и сбор таких элементов является необходимым шагом для последующего количественного исследования и биохимического анализа крови, которые дают представление о состоянии здоровья человека, позволяют определить оптимальное лечение, прогнозируют развитие заболевания и др.

Как известно, к диагностическим материалам относят: кровь, плазму, слюну, спинномозговую жидкость, мочу, волосы и др. Преимущество взятия анализа слюны заключается в неинвазивности метода, а также:

- ◆ безболезненное взятие пробы;
- ◆ простота и удобство;
- ◆ отсутствует риск попадания инфекции;
- ◆ нет риска нанести травму кожи или сосуда.

Наиболее важным диагностическим материалом является кровь. Кровь – это жидкая ткань, состоящая из плазмы и взвешенных в ней кровяных телец. Циркуляция крови по замкнутой сердечно-сосудистой системе является необходимым условием поддержания постоянства ее состава. Остановка сердца и прекращение движения крови немедленно приводят организм к гибели [7].

Общеизвестно, что основными функциями крови в организме человека являются:

- 1) доставка питательных веществ;
- 2) отвод от органов продуктов распада и доставка их к органам выделения;
- 3) газообмен, транспорт кислорода и углекислого газа;
- 4) поддержание постоянной температуры тела;
- 5) перенос гормонов, метаболитов и осуществление химического взаимодействия в организме, или гуморальной регуляции функций.

Основу форменных элементов крови составляют эритроциты (отвечают за перенос кислорода и углекислого газа в организме), лейкоциты (клетки иммунной системы, обеспечивающие биологическую защиту организма) и тромбоциты (отвечающие за свёртываемость крови). Характерные размеры форменных элементов крови представлены в таблице. Если объём крови принять за 100 %, то форменные элементы составляют около 40–45 %, а плазма – 50–60 % [8]. Относительная плотность крови зависит в основном от количества эритроцитов, содержания в них гемоглобина и белкового состава плазмы крови. Относительная плотность крови взрослого человека равна 1,05–1,06, плазмы 1,029–1,034. Вязкость цельной крови по отношению к воде – 5, а вязкость плазмы 1,7–2,2. Вязкость крови обусловлена наличием белков и особенно эритроцитов.

Таблица

Размеры форменных элементов крови

Название форменного элемента	Размеры, мкм
Эритроциты	от 7 до 8
Лейкоциты	от 7 до 20
Тромбоциты	от 2 до 4

Современные системы диагностики и анализа широко используют микрофлюидные устройства при химических тестах, цитометрии, иммунологическом анализе, клинической диагностике, доставке лекарственных средств в организм. Это различные микроканалы, микронасосы, ингаляторы, микрореакторы и др.

В основе микрофлюидики лежит принцип сплошной среды и ламинарности конвективного движения. Ламинарное течение (т.е. быстрое беспорядочное изменение скорости и давления) возможно только до некоторого критического значения числа Рейнольдса, после которого оно переходит в турбулентное. Движение биологических жидкостей в круглом микроканале радиусом до 242 мкм с числами Рейнольдса до 2500 находятся в ламинарном режиме [9–12]. Если число Рейнольдса превышает 2500, то поток становится турбулентным.

Течение вязкой жидкости в тонких каналах кругового сечения описывается системой уравнений Стокса [5]:

$$\nabla p = \eta \cdot \Delta \vec{V}, \quad (1)$$

$$\nabla(p\vec{V}) + \frac{\partial p}{\partial t} = 0, \quad (2)$$

где ρ – плотность жидкости; \vec{V} – вектор скорости жидкости; t – время; ∇p – градиент давления; η – динамическая вязкость жидкости.

Точным решением этой системы для канала диаметром h с неподвижными стенками выполняется граничное условие «прилипания» $V_x|_{z=0,h} = 0$ (ось z направлена перпендикулярно направлению канала), и решением уравнения (1) является уравнение Пуазейля, описывающее параболический профиль скорости жидкости в канале:

$$V_x(z) = \frac{1}{2\eta} \frac{\partial p}{\partial x} \left(\left(\frac{h}{2} \right)^2 - z^2 \right). \quad (3)$$

В микроканалах при выполнении условия «прилипания» скорость движения жидкости очень мала. Увеличение скорости требует значительных давлений, что может привести к разрушению канала. Кроме того, параболический профиль скорости ведет к значительному градиенту скорости вдоль оси z , что является причиной высокой гидродинамической дисперсии (рис. 1).

Одним из возможных решений данной проблемы является использование гидрофобных поверхностей. В данном случае скольжение заключается в том, что в силу определенных поверхностных свойств скорость жидкости у стенок становится отличной от нуля. Для микрофлюидных устройств на кремнии используется оксидирование поверхности микроканалов [13–15].

Существует несколько способов реализации системы каналов на чипе: перекрестная, двойная-Т, двойная-Л, двойная-перекрестная, тройная-Т, мульти-Т и др. Из перечисленных вариантов наиболее простым в реализации и применении для проведения простых анализов является перекрестная система каналов (рис. 2) [16].

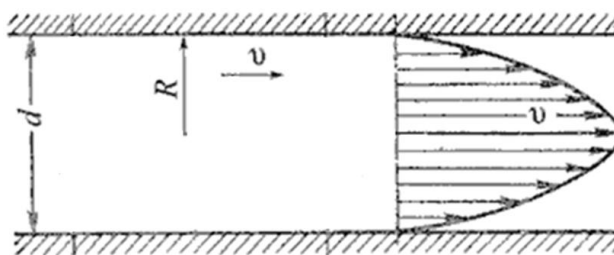


Рис. 1. Схематичное изображение ламинарного течения

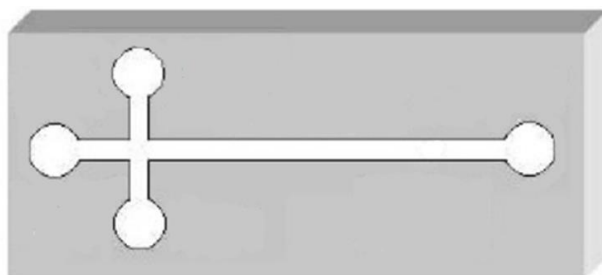


Рис. 2. Перекрестная система каналов

Самый простой вариант реализации перемещения жидкости в микрофлюидных каналах это диффузия. Диффузия описывается следующим выражением:

$$X = \sqrt{2Dt}, \quad (4)$$

где X – среднеквадратичное смещение частицы за время t ; D – коэффициент диффузии частицы в окружающей среде (как правило, равен 10^{-5} см²/с для маленькой молекулы в воде при комнатной температуре). D описывается уравнением Эйнштейна–Стокса:

$$D = \mu_p k_B T, \quad (5)$$

где μ_p – подвижность частиц; k_B – постоянная Больцмана, а T – абсолютная температура.

Величина подвижности μ_p определяется из соотношения

$$\mu_p = \frac{V}{F}, \quad (6)$$

где V – стационарная скорость перемещения частицы в вязкой среде под действием силы F .

Из этих уравнений видно, что на движение частиц оказывают влияние не только их характеристики, но и окружающая среда.

Забор пробы крови осуществляется путем прокалывания кожи. Через иглу кровь попадает на бумажную полоску, где под действием капиллярных сил поступает в транспортную систему.

После того как образец поступил в резервуар, чип помещается в специальный разъем. Электрокинетический транспорт обеспечивается компьютером, который создает электрическое поле и разность потенциалов между соответствующими резервуарами с электродами. Один из электродов заземляется.

В силу того, что поток жидкости в каналах ламинарен, передвижение образца будет замедленно, так как скорость у стен каналов практически равна нулю. Решением этой проблемы является использование явления проскальзывания. В качестве гидрофобной поверхности может применяться пленка оксида кремния. В этом

случае образец биологической жидкости (крови) быстрее и в более полном объеме достигнет фермента и прореагирует с ним. При этом анализ происходит непосредственно в самом длинном канале.

Для формирования элемента микрофлюидной системы был использован метод локального анодного окисления (ЛАО) [17, 18]. ЛАО проводилось в течение 5–7 минут, при этом напряжение между зондом и подложкой составляло около 109 В/м. После проведения процесса ЛАО для сглаживания неровностей каналов и возможного доокисления проводился быстрый термический отжиг (БТО) [14, 15, 19, 20]. Время проведения БТО 3–10 секунд, температура 1000–1150 °С.

В результате ЛАО была получена структура, представленная на рис. 3 и 4.

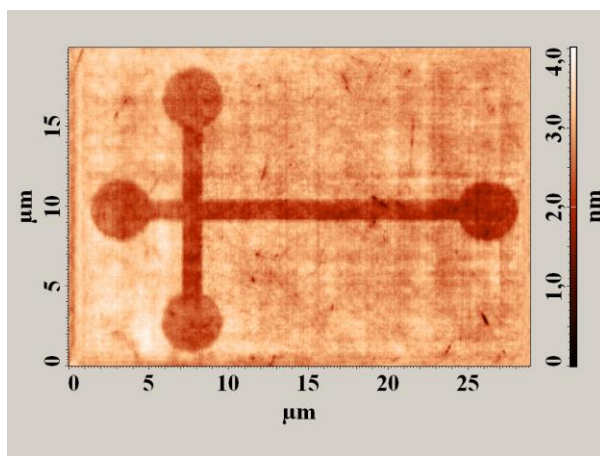


Рис. 3. Структура транспортной системы ЛНК (вид сверху)

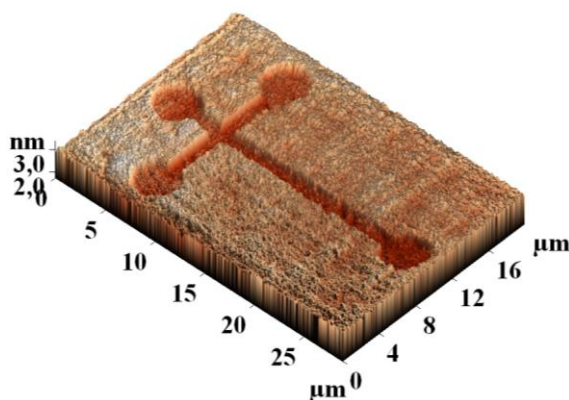


Рис. 4. Структура транспортной системы ЛНК

Выводы. Таким образом, показана возможность создания элемента микрофлюидики методом ЛАО. Дано обоснование необходимости окисления и использования БТО для сглаживания неровностей каналов в кремниевых структурах элементов микрофлюидных устройств.

В дальнейшем планируется изготовление специальной мембраны, детекторов и других элементов микросистемы контроля и анализа параметров биологических жидкостей. Схематическое представление микросистемы представлено на рис. 5.

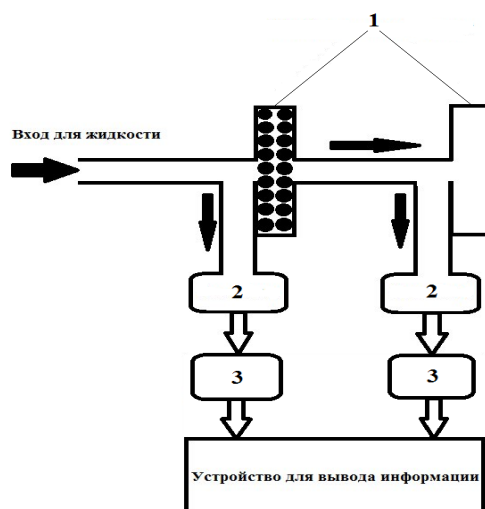


Рис. 5. Схематичное представление микросистемы: 1 – мембраны для сепарации; 2 – контейнеры для форменных элементов; 3 – детекторы

Работа была выполнена в центре коллективного пользования «Нанотехнологии» Южного федерального университета.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Поляков В.В. Технологические аспекты и конструктивные особенности гибридных сенсорных систем // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2014. – № 9 (158). – С. 7-14.
2. Лысенко И.Е. Метод проектирования двухосевых микромеханических сенсоров угловых скоростей и линейных ускорений RR-типа // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2011. – № 4 (117). – С. 234-236.
3. Лысенко И.Е. Функционально интегрированные микро- и наномеханические сенсоры угловых скоростей и линейных ускорений. – Таганрог: Изд-во ЮФУ, 2013. – 167 с.
4. Агеев О.А., Мамиконова В.М., Петров В.В., Котов В.Н., Негоденко О.Н. Микроэлектронные преобразователи неэлектрических величин. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2000. – 153 с.
5. Агеев О.А., Сеченов Д.А., Светличный А.М., Касимов Ф.Д., Кадымов Г.Г. Газочувствительные датчики на основе карбида кремния. – Баку: Изд-во Мутарджим, 2004. – 92 с.
6. Покровский В.М., Коротько Г.Ф. Физиология человека. – М., 2003. – 656 с.
7. Воробьева Е.А., Губарь А.В., Сафьянникова Е.Б. Анатомия и физиология. – М.: Медицина, 1988. – 432 с.
8. Липунова Е.А., Скоркина М.Ю. Физиология крови: монография. – Белгород: Изд-во БелГУ, 2007. – 324 с.
9. Shimojo N, Naka K, Nakajima C, Yoshikawa C, Okuda K, Okada K. Test-Strip Method for Measuring Lactate in Whole-Blood // Clinical Chemistry. – 1989. – Vol. 35. – P. 1992-1994.
10. Сеченов Д.А., Светличный А.М., Поляков В.В. Фотостимулированные технологические процессы в кремниевых структурах. – Таганрог: ТРТУ, 2002. – 103 с.
11. Ageev O.A., Alyabeva N.I., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Smirnov V.A. Photoactivation of the processes of formation of nanostructures by local anodic oxidation of a titanium film // Semiconductors. – 2010. – Vol. 44, No. 13. – P. 1703-1708.
12. Chen J., Li J., Sun Y. Microfluidic approaches for cancer cell detection, characterization, and separation // Lab. Chip. – 2012. – Vol. 12. – P. 1753-1767.
13. Avilov V.I., Ageev O.A., Blinov Yu.F., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Smirnov V.A., Tsukanova O.G. Simulation of the formation of nanosize oxide structures by local anode oxidation of the metal surface // Technical Physics. – 2015. – Vol. 60, No. 5. – P. 717-723.

14. Светличный А.М., Сеченов Д.А., Бурштейн В.М., Бражник В.А., Поляков В.В. Установка импульсной термообработки ИТО-18М // Электронная промышленность. – 1990. – № 3. – С. 62-64.
15. Сеченов Д.А., Светличный А.М., Воронцов Л.В., Поляков В.В., Бурштейн В.М., Соловьев С.И., Агеев О.А. Вакуумная установка импульсной термической обработки ИТО-18МВ // Электронная промышленность. – 1991. – № 5. – С. 6-7.
16. Polyakov V.V., Vyazmitin V.N., Dmitriev A.N. Technological and design particularity of the hybrid sensors nano- and micro- systems // International conference on “Physics and mechanics of new materials and their applications” (PHENMA-2015) – Azov, Russia, May 19-22, 2015. – P. 188-189.
17. Авилов В.И., Агеев О.А., Блинов Ю.Ф., Коноплев Б.Г., Поляков В.В., Смирнов В.А., Цуканова О.Г. Моделирование процесса формирования оксидных наноразмерных структур методом локального анодного окисления поверхности металла // Журнал технической физики. – 2015. – Т. 85. – Вып. 5. – С.88-93.
18. Ageev A.O., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Svetlichnyi A.M., Smirnov V.A. Photoassisted scanning-probe nanolithography on Ti films // Russian Microelectronics. – 2007. – Vol. 36, No. 6. – P. 353-357.
19. Светличный А.М., Поляков В.В., Кочеров А.Н. Окисление карбида кремния быстрым термическим отжигом // Известия ТРТУ. – 2004. – № 1 (36). – С. 104-105.
20. Polyakov V.V. Formation of nanosized elements of hybrid systems microfluidics on a silicon substrate // International Journal of Applied and Fundamental Research. – 2014. – № 3. – URL: www.science-sd.com/458-24596.

REFERENCES

1. Polyakov V.V. Tekhnologicheskie aspekty i konstruktivnye osobennosti gibridnykh sensornykh sistem [Technological aspects and features of sensors hybrid systems], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2014, No. 9 (158), pp. 7-14.
2. Lysenko I.E. Metod proektirovaniya dvukhosevykh mikromekhanicheskikh sensorov uglovykh skorostey i lineynykh uskoreniy RR-tipa [Design method of two-axis micromachined gyroscope-accelerometer RR-type], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2011, No. 4 (117), pp. 234-236.
3. Lysenko I.E. Funktsional'no integrirovannye mikro- i nanomekhanicheskie sensory uglovykh skorostey i lineynykh uskoreniy [Functionally integrated micro - and nano-mechanical sensors of angular velocities and linear accelerations]. Taganrog: Izd-vo YuFU, 2013, 167 p.
4. Ageev O.A., Mamikonova V.M., Petrov V.V., Kotov V.N., Negodenko O.N. Mikroelektronnye preobrazovateli neelektricheskikh velichin [Microelectronic converters of non-electrical quantities]. Taganrog: Izd-vo TRTU, 2000, 153 p.
5. Ageev O.A., Sechenov D.A., Svetlichnyy A.M., Kasimov F.D., Kadymov G.G. Gazochuvstvitel'nye datchiki na osnove karbida kremniya [Gas-sensitive sensors based on silicon carbide]. Baku: Izd-vo Mutardzhim, 2004, 92 p.
6. Pokrovskiy V.M., Korot'ko G.F. Fiziologiya cheloveka [Human physiology]. Moscow, 2003, 656 p.
7. Vorob'eva E.A., Gubar' A.V., Safyanikova E.B. Anatomiya i fiziologiya [Anatomy and physiology]. Moscow: Meditsina, 1988, 432 p.
8. Lipunova E.A., Skorkina M.Yu. Fiziologiya krovi: monogr. Issled [Blood physiology: monogenea research]. Belgorod: Izd-vo BelGU, 2007, 324 p.
9. Shimojo N, Naka K, Nakajima C, Yoshikawa C, Okuda K, Okada K. Test-Strip Method for Measuring Lactate in Whole-Blood, *Clinical Chemistry*, 1989, Vol. 35, pp. 1992-1994.
10. Sechenov D.A., Svetlichnyy A.M., Polyakov V.V. Fotostimulirovannye tekhnologicheskie protsessy v kremnievykh strukturakh [Photostimulated processes in silicon structures]. Taganrog: TRTU, 2002, 103 p.
11. Ageev O.A., Alyabeva N.I., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Smirnov V.A. Photoactivation of the processes of formation of nanostructures by local anodic oxidation of a titanium film, *Semiconductors*, 2010, Vol. 44, No. 13, pp. 1703-1708.
12. Chen J., Li J., Sun Y. Microfluidic approaches for cancer cell detection, characterization, and separation, *Lab. Chip.*, 2012, Vol. 12, pp. 1753-1767.

13. Avilov V.I., Ageev O.A., Blinov Yu.F., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Smirnov V.A., Tsukanova O.G. Simulation of the formation of nanosize oxide structures by local anode oxidation of the metal surface, *Technical Physics*, 2015, Vol. 60, No. 5, pp. 717-723.
14. Svetlichnyy A.M., Sechenov D.A., Burshteyn V.M., Brazhnik V.A., Polyakov V.V. Ustanovka impul'snoy termoobrabotki ITO-18M [The pulsed heat treatment of ITO-18M], *Elektronnaya promyshlennost'* [Electronic Industry], 1990, No. 3, pp. 62-64.
15. Sechenov D.A., Svetlichnyy A.M., Vorontsov L.V., Polyakov V.V., Burshteyn V.M., Solov'ev S.I., Ageev O.A. Vakuumnaya ustanovka impul'snoy termicheskoy obrabotki ITO-18MV [Vacuum unit of pulse thermal processing ITO-than 18mv], *Elektronnaya promyshlennost'* [Electronic Industry], 1991, No. 5, pp. 6-7.
16. Polyakov V.V., Vyazmitin V.N., Dmitriev A.N. Technological and design particularity of the hybrid sensors nano- and micro- systems, *International conference on "Physics and mechanics of new materials and their applications" (PHENMA-2015) – Azov, Russia, May 19-22, 2015*, pp. 188-189.
17. Avilov V.I., Ageev O.A., Blinov Yu.F., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Smirnov V.A., Tsukanova O.G. Modelirovanie protsessa formirovaniya oksidnykh nanorazmernykh struktur metodom lokal'nogo anodnogo okisleniya poverkhnosti metalla [Modeling of process of formation of the oxide nano-structures by local anodic oxidation of metal surface], *Zhurnal tekhnicheskoy fiziki* [Journal of Technical Physics], 2015, Vol. 85, Issue 5, pp. 88-93.
18. Ageev A.O., Konoplev B.G., Polyakov V.V., Svetlichnyi A.M., Smirnov V.A. Photoassisted scanning-probe nanolithography on Ti films, *Russian Microelectronics*, 2007, Vol. 36, No. 6, pp. 353-357.
19. Svetlichnyy A.M., Polyakov V.V., Kocherov A.N. Okislenie karbida kremniya bystrym termicheskim otzhigom [Oxidation of SiC by rapid thermal annealing], *Izvestiya TRTU* [Izvestiya SFedU TSURe], 2004, No. 1 (36), pp. 104-105.
20. Polyakov V.V. Formation of nanosized elements of hybrid systems microfluidics on a silicon substrate, *International Journal of Applied and Fundamental Research*, 2014, No. 3. Available at: www.science-sd.com/458-24596.

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

Вязьмитин Владимир Николаевич – Южный федеральный университет; e-mail: vyazmitin95@gmail.com; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44; тел.: +79897037411; студент.

Поляков Вадим Витальевич – e-mail: vpolyakov@sfedu.ru; тел. (факс): 88634360403; кафедра нанотехнологий и микросистемной техники; зав. кафедрой; доцент.

Vyazmitin Vladimir Nikolaevich – Southern Federal University; e-mail: vyazmitin95@gmail.com; 44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia; phone: +79897037411; student.

Polyakov Vadim Vitalievich – e-mail: vpolyakov@sfedu.ru; phone (fax): +78634360403; the department of nanotechnology and microsystems engineering; head the department; associate professor.