

МОДЕЛИРОВАНИЕ И АНАЛИЗ МЕМБРАН ДЛЯ МИКРОНАСОСОВ

© М. С. Палагин^{1,2}, И. В. Князев², А. Б. Беркин¹

¹ФГБОУВО «Новосибирский государственный технический университет»,
630073, г. Новосибирск, пр-т К. Маркса, 20

²АО «Новосибирский завод полупроводниковых приборов с ОКБ», 630082, г. Новосибирск, ул. Дачная, 60

С учётом возможностей технологии глубокого травления МЭМС рассмотрены различные варианты формы мембраны микронасоса. На основе моделирования показано, что мембрана круглой формы обеспечивает максимальную производительность и надёжность насоса. Получен поправочный коэффициент, позволяющий сделать быструю инженерную оценку вытесненного объёма жидкости при прогибе мембраны.

Ключевые слова: микрофлюидные устройства, мембрана, микронасос, моделирование

Сведения об авторах: Палагин Максим Сергеевич, аспирант, m.palagin91@gmail.com; Князев Иван Викторович, kiv@nzpp.ru; Беркин Александр Борисович, к.т.н., berkin@epu.ref.nstu.ru

MODELING AND ANALYSIS OF MEMBRANES FOR MICROPUMPS

M. S. Palagin^{1,2}, I. V. Knyazev², A. B. Berkin¹

¹«Novosibirsk State Technical University», 630073, Novosibirsk, prospekt K. Marksa, 20

²JSC «Novosibirsk Factory of Semiconductor Devices with Special Design Centre»,
630082, Novosibirsk, Dachnaya street, 60

Different shapes for micropump membrane were considered, taking into account the possibilities of MEMS deep reactive-ion etching. Simulation results show that the membrane with circular shape provides maximum performance and reliability of the micropump. Correction factor that allows quickly estimate the volume displacement of the membrane is obtained.

Keywords: microfluidics, membrane, micropump, modeling

Data of authors: Palagin Maksim Sergeevich, postgraduate, m.palagin91@gmail.com; Knyazev Ivan Viktorovich, kiv@nzpp.ru; Berkin Aleksandr Borisovich, Ph.D., berkin@epu.ref.nstu.ru

Введение

В микрофлюидных устройствах и системах микронасосы применяются для перекачивания, регулирования малых объёмов жидкости или газа. Так, например, микронасос является ключевым элементом портативных систем доставки лекарств, химических и биологических анализов, микроэнергетических систем [1, 2].

На данный момент все существующие микронасосы можно разделить на две

группы: механические и немеханические. Основное преимущество механических микронасосов – возможность перекачивать не только любые жидкости (проводящие и диэлектрические), но и газы [3].

Среди механических микронасосов предметом многочисленных исследований последние 20 лет являются микронасосы мембранного типа, поскольку имеют простую структуру и легки в изготовлении. Схематическое изображение структуры и принципа действия микронасоса данного

типа представлены на рис. 1. Микронасос состоит из насосной камеры объемом V , ограниченной с одной стороны мембраной, устройства воздействия на мембрану (актюатора), входного и выходного микроклапанов. В результате колебаний мембраны под действием актюатора в камере микронасоса поочередно создается пониженное и избыточное давление. Прокачка жидкости или газа через микронасос осуществляется за два такта. Во время первого такта (такта втягивания) за счёт прогиба мембраны в камере микронасоса создается пониженное давление (объем камеры увеличивается), и жидкость или газ заполняет камеру насоса через входной микроклапан. В следующий такт (такт выталкивания) под действием актюатора на мембрану в камере микронасоса создается избыточное давление (объем камеры микронасоса уменьшается), за счёт которого жидкость или газ из камеры насоса перемещается через микроклапан, образуя выходной поток. Микроклапаны на входе и на выходе блокируют нежелательный обратный поток в соответствующих тактах работы микронасоса, тем самым направляя образованный внутри камеры поток в одном направлении.

Поскольку принцип работы мембранного микронасоса в большей степени определяется колебаниями мембраны, производительность будет зависеть от её параметров.

Для формирования мембран и при изготовлении МЭМС-устройств широко используется жидкостное анизотропное травление кремниевых пластин с кристаллографиче-

ской ориентацией (100), которое позволяет формировать мембраны прямоугольной или квадратной формы. Толщина вытравленных квадратных или прямоугольных мембран контролируется за счёт времени травления или с помощью стоп-слоя. Использование стоп-слоя позволяет хорошо воспроизводить размеры, но только одной определённой толщины. Изменение толщины требует подготовки новых пластин [4].

В последнее время в технологии МЭМС используется реактивное ионное травление, которое позволяет изготавливать структуры малых размеров с вертикальными стенками, высоким аспектным соотношением, различной топологии, независимо от ориентации кристаллографических осей [4]. С помощью данной технологии возможно изготовление мембран любой геометрической формы.

В данной работе в соответствии с технологической возможностью глубокого анизотропного травления исследуются мембраны различной формы для достижения максимальных параметров микронасоса.

Моделирование

Формы исследуемых мембран представлены на рис. 2. При расчётах принято, что все мембраны имеют одинаковую толщину и площадь. Данные для расчётов приведены в табл. 1.

Для определения прогиба мембраны под внешним воздействием был проведён линейный статический анализ методом конечных элементов в программном комплексе

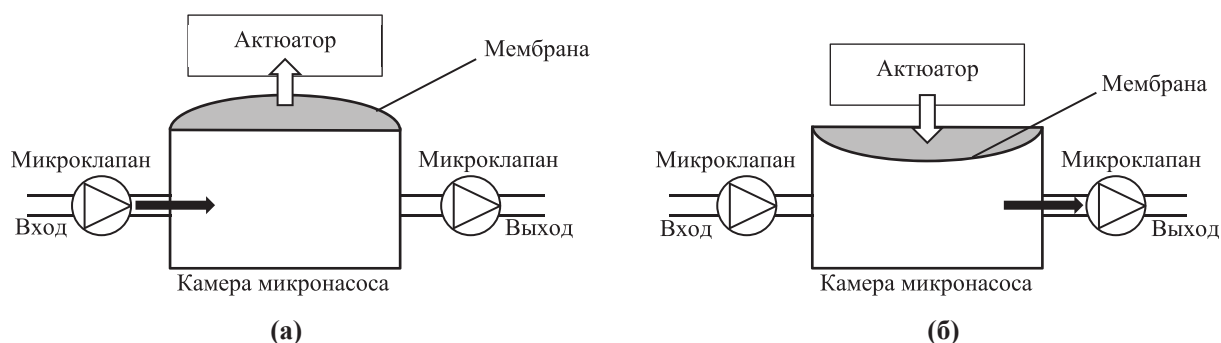


Рис. 1

Схематическое изображение структуры и принцип действия мембранного микронасоса: а) такт втягивания; б) такт выталкивания

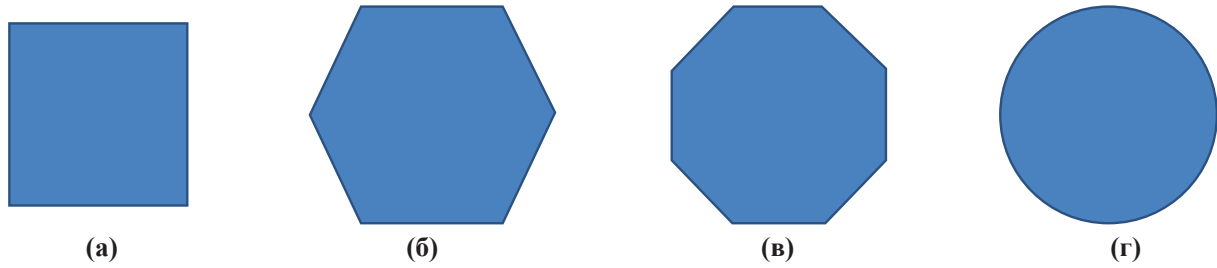


Рис.2

Формы исследуемых мембран:
 а) квадратная, б) шестиугольная, в) восьмиугольная, г) круглая

ANSYS Mechanical. Расчёт напряженно-деформированного состояния моделей мембран выполнялся путём решения уравнения на перемещение, которое имеет вид [5]:

$$[k] \{x\} = \{F\}, \tag{1}$$

где $[k]$ – матрица жёсткости элементов; $\{x\}$ – вектор узловых перемещений; $\{F\}$ – вектор узловых сил.

На рис. 3 представлена зависимость максимального прогиба мембраны от равномерно распределённого давления без учёта нелинейных эффектов. Давление, действующее на мембрану, изменялось в диапазоне 0...20 кПа.

Из графика видно, что круглая мембрана имеет наибольший прогиб. Так, например, при давлении 20 кПа максимальный прогиб для круглой и квадратной мембран составляет 46,2 мкм и 37,2 мкм соответственно. Следовательно, мембрана круглой формы обладает наименьшим коэффициентом жёсткости.

Также, именно круглая мембрана имеет наибольший вытесненный объём ΔV . За-

висимость вытесненного объёма от приложенного давления представлена на рис. 4. Вытесненный объём рассчитывался с помощью инструментов численного моделирования, доступных в ANSYS Mechanical.

От вытесненного объёма зависит такой параметр микронасоса, как объёмная скорость потока. Максимальная объёмная скорость потока для мембранного микронасоса с пассивными динамическими микроклапанами может быть вычислена с помощью следующего выражения [6]:

$$\Phi = \Delta V \frac{(\eta^{1/2} - 1)}{(\eta^{1/2} + 1)} f, \tag{2}$$

где ΔV – ударный объём, η – эффективность пассивного динамического клапана, f – рабочая частота микронасоса. На основе аналитической модели было определено, что оптимальная рабочая частота микронасоса с динамическими пассивными клапанами примерно составляет 1/10 от первой резонансной частоты мембраны f_{res} [7]. Первые резонансные частоты кремниевых мембран разной геометрической формы были получены с помощью модаль-

Таблица 1

Параметры мембраны

Материал	Монокристаллический кремний (100)
Площадь	64 мм ²
Толщина	60 мкм

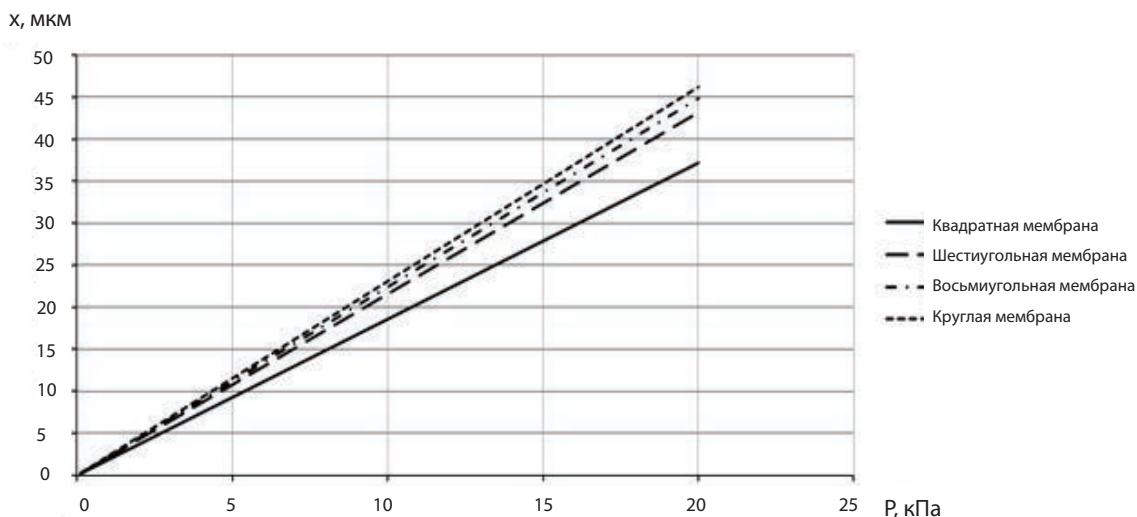


Рис. 3

Зависимость максимального прогиба мембраны от приложенного давления

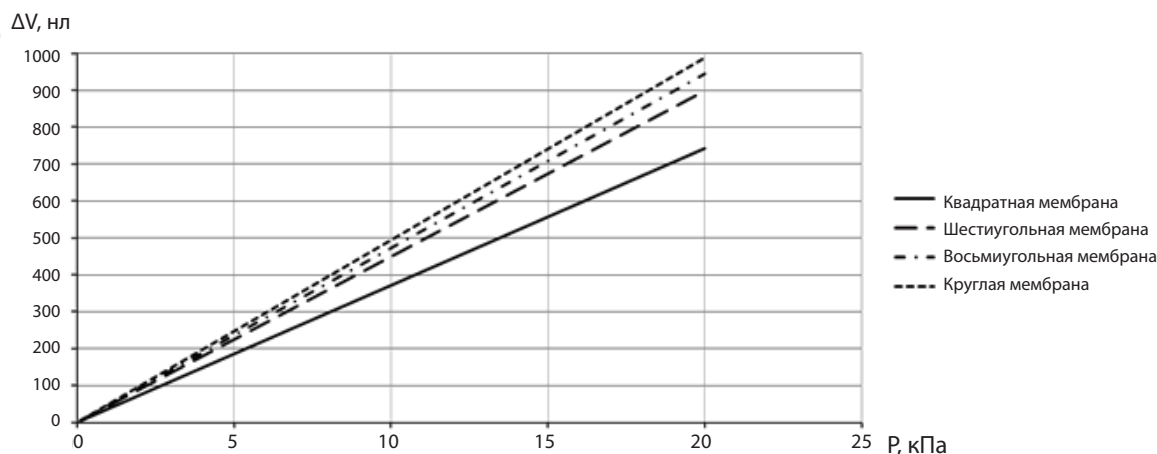


Рис. 4

Зависимость вытесненного объёма ΔV от приложенного давления

ного анализа в Ansys Mechanical и представлены в табл. 2. Так оптимальная рабочая частота для микронасоса с квадратной, шестиугольной, восьмиугольной и круглой мембраной составляет 1260,4 Гц, 1170,5 Гц, 1148 Гц и 1130,7 Гц соответственно.

С учётом эффективности $\eta = 1,5$ на рис. 5 представлена зависимость скорости объёмного потока от приложенного давления. Из графика видно, что скорость объёмного потока для микронасоса с круглой мембраной максимальная.

Также, от значения вытесненного объёма зависит такой параметр, как коэффициент сжатия ε . Выражение для коэффициента сжатия выглядит следующим образом:

$$\varepsilon = \frac{\Delta V}{V}, \quad (3)$$

где ΔV – вытесненный объём, V – объём камеры насоса. Предположив, что объём камеры насоса V одинаковый, по-

Таблица 2

Резонансные частоты мембран

Форма мембраны	Первая резонансная частота f_{res} , Гц
квадратная	12604
шестиугольная	11705
восьмиугольная	11480
круглая	11307

лучаем, что коэффициент сжатия у микронасоса с мембраной круглой геометрической формы больше, чем у микронасосов с другими формами мембраны.

В свою очередь от коэффициента сжатия ε зависит степень изменения давления внутри камеры микронасоса в течение одного цикла и, таким образом, максимальное дифференциальное давление, производительность. К тому же с увеличением коэффициента сжатия микронасос становится более надёжным, так как чем больше коэффициент сжатия, тем меньше вероятность того, что пузырьки газа, присутствующие в объёме насоса, будут задерживаться на одном месте, формируя пузырьки больших размеров. В результате микронасос становится менее восприимчивым к газовым пузырькам, что обеспечивает стабильность скорости прокачки и снижение динамических нагрузок на мембрану [8].

Следовательно, при определённом значении объёма камеры V именно микронасос с мембраной круглой формы будет более производительным и надёжным.

Из зависимости на рис. 5 также можно сделать вывод, что для обеспечения определённой объёмной скорости потока, актюатору при воздействии на круглую мембрану необходимо меньшее давление, что делает микронасос с данной мембраной более энергоэффективным.

Стоит отметить, что при одинаковых максимальных прогибах вытеснённый объём для мембран разных форм будет неидентичным. Зависимость вытеснённого объёма от максимального прогиба мембраны представлена на рис. 6.

Из зависимости видно, что геометрическая форма мембраны напрямую влияет на вытеснённый объём. За счёт более выпуклой формы прогиба круглая мембрана

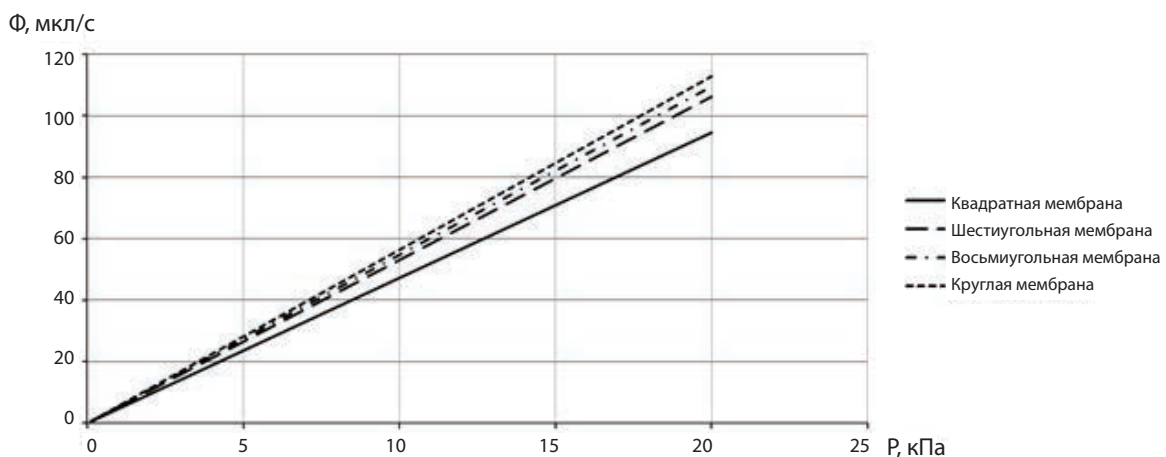


Рис. 5

Зависимость скорости объёмного потока от приложенного давления

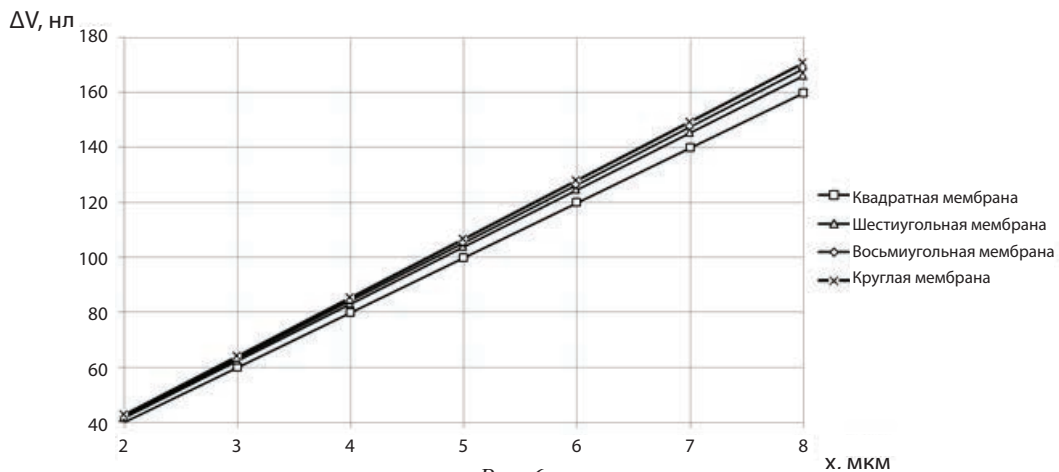


Рис. 6. Зависимость вытесненного объема ΔV от максимального прогиба мембраны

имеет больший вытесненный объем среди других мембран. Следовательно, на коэффициент сжатия влияет не только максимальный прогиб мембраны, но и форма прогиба, зависящая от геометрии мембраны.

Учитывая линейную зависимость вытесненного объема ΔV от величины прогиба мембраны, получаем выражение для расчетов:

$$\Delta V = x_{cp} S = k_v x S, \quad (4)$$

где k_v – поправочный коэффициент, преобразующий мнимый вытесненный объем ($x \times S$) в действительный; S – площадь мембраны.

Тогда для исследуемых мембран можно определить поправочный коэффициент. На рис. 7 представлена зависимость поправочного коэффициента от максимального прогиба. Среднее значение поправочного коэффициента для квадратной, шестиугольной, восьмиугольной и круглой мембран составляет 0,312, 0,324, 0,329 и 0,333 соответственно.

Заключение

С помощью программного продукта Ansys Mechanical были промоделированы мембраны квадратной, шестиугольной, восьмиугольной и круглой геометрических форм с одинаковой площадью и толщиной. Результаты моделирования показали,

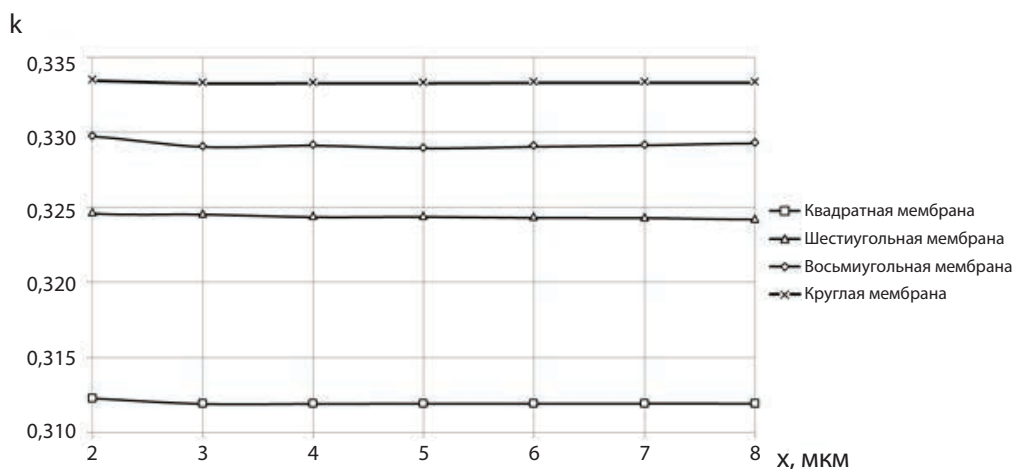


Рис. 7. Зависимость коэффициента пропорциональности от максимального прогиба

что круглая форма мембраны является оптимальной для микронасоса. Использование круглой мембраны в микронасосе улучшает такие параметры, как объёмная скорость потока, энергоэффективность и коэффициент сжатия, влияющий на дифференциальное давление, производительность и надёжность. Так, например, мембрана круглой формы увеличивает объёмную скорость потока микронасоса на 19,4 %, коэффициент сжатия на 33,1 % в сравнении с квадратной мембраной.

В результате моделирования для разных геометрических форм мембраны установлен поправочный коэффициент, преобразующий мнимый вытесненный объём в действительный. Поправочный коэффициент для квадратной, шестиугольной, восьмиугольной и круглой мембраны составляет 0,312, 0,324, 0,329 и 0,333 соответственно. Использование данного коэффициента позволяет отказаться от времязатратных вычислений вытесненного объёма с помощью инструментов численного моделирования.

Литература

1. Nisar A., Afzulpurkar N., Mahaisavariya B., Tuantranont A. MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications // *Sensors and Actuators B.*, 2008, vol. 130, no. 2, pp. 917-942.
2. Xue-feng H., Sheng-ji L., Guan-qing W., Dan L., Yan L., Ning D., Jiang-rong X. Micropump application for micro power systems: A review // *Asia-Pacific Power and Energy Engineering Conference (APPEEC)*, Wuhan, China, 2011, pp. 1-4.
3. Левицкий, А. А., Левицкая З. В., Ситников А. М. Компоненты микросистемной техники. Лабораторный практикум: учебное пособие. – Красноярск: СФУ, 2007. – 85 с.
4. Franssila S. Introduction to microfabrication – 2nd ed. – John Wiley & Sons Ltd, 2010, 518 p..
5. ANSYS Mechanical APDL Theory Reference. SAS IP, 2015, 876 p..
6. Stemme E., Stemme G. A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump // *Sensors and Actuators A.*, 1993, vol. 39, no. 2, pp. 159-167.
7. Pan L. S., Ng T. Y., Liu G. R., Lam K. Y., Jiang T. Y. Analytical solutions for the dynamic analysis of a valveless micropump-a fluid-membrane coupling study // *Sensors and Actuators A.*, 2001, vol. 93, no. 2, pp. 173-181.
8. Van der Wijngaart W., Andersson H., Enoksson P., Noren K., Stemme G. The first self-priming and bi-directional valve-less diffuser micropump for both liquid and gas // *Proc. MEMS 2000*, Miyazaki, Japan, 2000, pp. 674-679.

Reference

1. Nisar A., Afzulpurkar N., Mahaisavariya B., Tuantranont A. MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications // *Sensors and Actuators B.*, 2008, vol. 130, no. 2, pp. 917-942.
2. Xue-feng H., Sheng-ji L., Guan-qing W., Dan L., Yan L., Ning D., Jiang-rong X. Micropump application for micro power systems: A review // *Asia-Pacific Power and Energy Engineering Conference (APPEEC)*, Wuhan, China, 2011, pp. 1-4.
3. Levitsky A. A., Levitskaya Z. V., Sitnikov A. M. Komponenty mikrosistemnoy tekhniki. Laboratornyy praktikum [Microsystems Components. Laboratory work]. Krasnoyarsk, «SFU» Publ., 2007, p.85.
4. Franssila S. Introduction to microfabrication – 2nd ed. – John Wiley & Sons Ltd, 2010, 518 p..
5. ANSYS Mechanical APDL Theory Reference. SAS IP, 2015, 876 p..
6. Stemme E., Stemme G. A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump // *Sensors and Actuators A.*, 1993, vol. 39, no. 2, pp. 159-167.
7. Pan L. S., Ng T. Y., Liu G. R., Lam K. Y., Jiang T. Y. Analytical solutions for the dynamic analysis of a valveless micropump-a fluid-membrane coupling study // *Sensors and Actuators A.*, 2001, vol. 93, no. 2, pp. 173-181.
8. Van der Wijngaart W., Andersson H., Enoksson P., Noren K., Stemme G. The first self-priming and bi-directional valve-less diffuser micropump for both liquid and gas // *Proc. MEMS 2000*, Miyazaki, Japan, 2000, pp. 674-679.