

Исследование характеристик имплантируемого бесклапанного насоса для биологических жидкостей и лекарственных средств

Аннотация

В статье описаны устройство и испытания имплантируемого насоса медицинского назначения. В отличие от традиционных методов, разработанный имплантируемый насос обеспечивает более высокое качество доставки лекарств и биологических жидкостей (кровь, плазма и т. д.). Использование бесклапанного насоса снижает гемолиз крови, вызываемый действием поперечных сил на мембранны клеток крови. Высокая точность доставки лекарств (или биологических жидкостей) имплантируемым насосом обеспечивает большую эффективность терапевтического действия. Кроме того, насосу не требуется внешний источник энергии, поскольку он работает за счет естественной циркуляции крови в теле человека. Была разработана теоретическая модель элементов насоса сопло/диффузор. Экспериментальные показано, что коэффициент эффективности уменьшается с ростом диаметра элемента сопло/диффузор. Коэффициент эффективности также зависит от угла и длины канала. Максимальная скорость потока разработанного насоса составляет приблизительно 1 мл/мин при частоте пульсации потока 1,16 Гц. Габариты насоса (элементы сопло/диффузор и камеры насоса) составляют $45 \times 6 \times 15$ мм. Размеры насоса могут меняться в зависимости от области применения.

Гидравлический насос – одно из древнейших устройств передачи энергии с помощью жидкости. Древние цивилизации разработали несколько типов насосов, таких как подливное водяное колесо, или нория, использовавшаяся в Азии и Африке (1000 лет до н. э.), винтовой насос Архимеда (250 год до н. э.), римское гребное колесо (70 до н. э.) и вавилонские ветряные мельницы, датируемые 700 годами до н. э. Диффузоры, возможно, произошли от этих гидравлических систем, когда было установлено, что при горении внешней части трубы скорость потока (расход) увеличивается без дополнительного внешнего воздействия [1].

Клапаны чаще всего являются самыми ненадежными компонентами насоса. Для решения этой проблемы могут быть предложены бесклапанные насосы. В настоящее время в литературе представлены бесклапанные микронасосы с двумя типами основных каналов: насосы на основе элементов диффузор/сопло и насосы на основе клапанных трубопроводов [2]-[4]. Системы диффузор/сопло, применяемые в качестве переключателя потока в микроструктурных насосах, были впервые описаны в [5]. Бесклапанный насос на пьезоэлектрическом приводе и элементах диффузор/сопло представляет собой одну из самых ранних моделей микронасосов, предложенных для микроэлектромеханических систем (МЭМС). Он может создавать поток, скорость которого варьируется от миллилитров до пиколитров в минуту [6], [7].

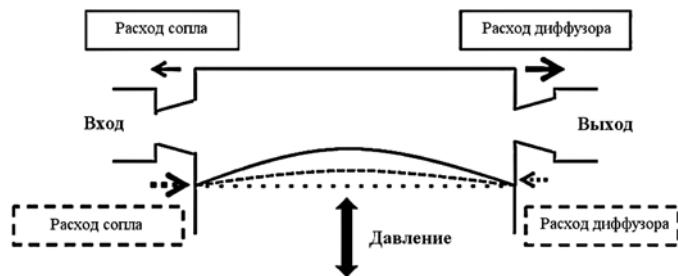


Рис. 1. Схема бесклапанного насоса: сплошные и пунктирные стрелки показывают направление расхода элемента сопло/диффузор, а также отклонение мембранны при максимальном (систолическом) и минимальном (диастолическом) давлении, точечная линия показывает состояние покоя мембранны

В работе [8] описано влияние низкого числа Рейнольдса на поток, проходящий через элементы сопло/диффузор. На рис. 1 проиллюстрирован принцип работы бесклапанного микронасоса. Технологии МЭМС использу-

ются при создании таких медицинских приборов и устройств, как датчики кровяного давления, микрошприцы, датчики уровня глюкозы, системы исследования ДНК и т. д. [9], [10]. Микронасос играет важную роль в системах доставки; он переносит жидкость из емкости к органам человека с высокой эффективностью, точностью и надежностью. Малые размеры и высокая точность микронасосов сделали их пригодными для химиотерапии, инъекций инсулина больным диабетом, инъекций лекарств больным раком и т. д. [11].

Пьезоэлектрический привод в бесклапанном насосе создает поток жидкости за счет преобразования механической энергии в электрическую [12]. Сравнительный анализ микроприводов, таких как электромагнитный привод [13], электростатический привод [14], термопневматический привод [15], показывает, что пьезоэлектрический привод более надежен, имеет больший диапазон рабочего давления и при этом потребляет меньше энергии. В отличие от традиционных методов ввода лекарственных препаратов, таких как таблетки, мази и инъекции, система ввода лекарств имплантируемым насосом позволяет проводить более эффективную фармакотерапию с более точной дозировкой препарата. Помимо фармакотерапии, имплантируемый насос может создавать необходимое гидродинамическое давление в имплантируемых фильтрах (например при доставке биологических жидкостей), в которых обычно возникает проблема, связанная с падением давления [17].

В идеале имплантируемое устройство должно потреблять мало энергии, в особенности если эта энергия генерируется телом человека. В статье описан принцип работы бесклапанного насоса. Приведена теоретическая модель описания процесса доставки лекарств и биологических жидкостей, выполнено сравнение теоретических и экспериментальных данных. Представлена конструкция насоса, приведены экспериментальные результаты, полученные с помощью разработанного насоса. Показаны уникальные особенности предложенного способа доставки лекарств (или биологических жидкостей) с использованием внутренней энергии тела (перепадов кровяного давления).

Теория

На рис. 1 представлена принципиальная схема насоса с элементами сопло/диффузор. Мембра поднимается в систолической фазе и опускается в диастолической. В

диастолической фазе происходит забор жидкости насосом, в систолической фазе жидкость доставляется к цели.

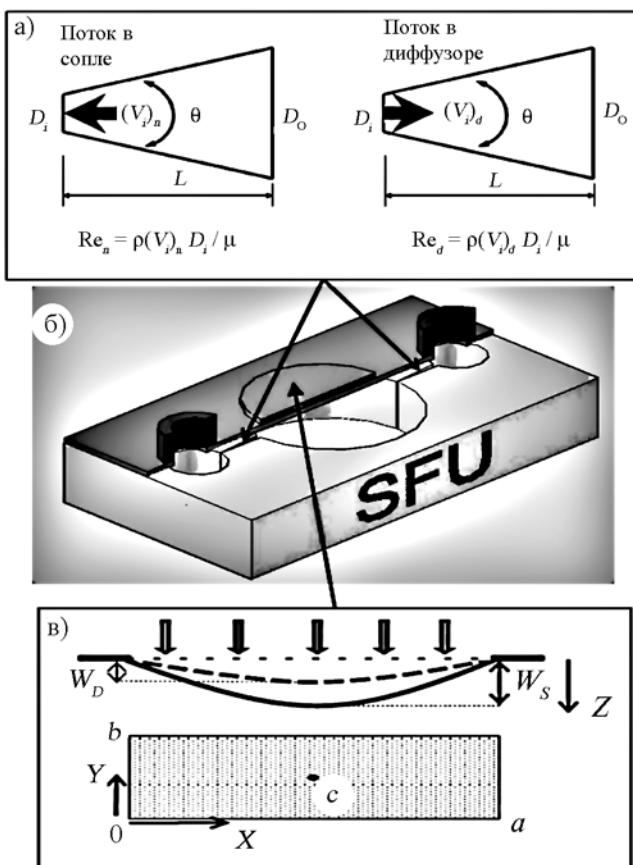


Рис. 2. Элементы сопла и диффузора (а): слева сопло, справа – диффузор; стрелки указывают направление расхода; изображение бесклапанного насоса (б); снизу (в) прямоугольная мембрана (вид сверху), \$a\$ и \$b\$ – размеры сторон мембранны; сверху схематичное изображение отклонения мембранны при систолической (сплошная линия) и диастолической (пунктирная линия) нагрузках; \$W_s\$ и \$W_d\$ – отклонения при систолической и диастолических нагрузках соответственно

На рис. 2а представлены каналы сопло/диффузора.

Для малых значений числа Рейнольдса \$1 < \text{Re} < 50\$ и \$\theta < 40^\circ\$ коэффициент сопротивления потока в диффузоре может быть представлен в виде [18], [19]

$$\xi_d = \frac{A_d}{\text{Re}_d}; \quad A_d = \frac{20 \left(\frac{D_i^2}{D_o^2} \right)^{0.33}}{(\tan \theta)^{0.75}}; \quad (1)$$

$$\xi_n = \frac{A_n}{\text{Re}_n}; \quad A_n = \frac{19}{\left(\frac{D_o^2}{D_i^2} \right)^{0.5} (\tan \theta)^{0.75}}, \quad (2)$$

где \$A_d\$ и \$A_n\$ – функции угла и диаметров входа и выхода; \$D\$ – диаметр потока; \$v\$ – скорость потока; \$\theta\$ – угол раствора; \$L\$ – длина канала; \$\text{Re}\$ – число Рейнольдса. Нижние индексы \$i\$, \$o\$ обозначают малый и большой диаметры; \$n\$ и \$d\$ – сопло и диффузор соответственно.

Пользуясь уравнениями (1) и (2), можно получить коэффициент эффективности элемента сопло/диффузор:

$$\eta = \frac{\xi_n}{\xi_d} = \frac{A_n}{A_d} \frac{\text{Re}_d}{\text{Re}_n}. \quad (3)$$

Этот коэффициент может быть представлен в следующем виде [18]:

$$\eta = \frac{\xi_n}{\xi_d} = \left(\frac{A_n}{A_d} \right)^2. \quad (4)$$

Из уравнений (1), (2) и (4) для малых чисел Рейнольдса коэффициент эффективности \$\eta\$ зависит только от геометрических размеров элемента сопло/диффузор.

Силы кровяного давления деформируют мембрану в систолической и диастолической фазах (рис. 2б). Для поверхности при равномерно распределенной нагрузке \$P\$ можно записать [20]:

$$\frac{\partial^4 w}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w}{\partial y^4} = \frac{P}{D}, \quad (5)$$

где \$w\$ – нормальное отклонение мембранны в точке \$(x, y)\$; \$D\$ – жесткость мембранны [20], которая может быть представлена в виде

$$D = \frac{Et^3}{12(1-v^2)}, \quad (6)$$

где \$E\$ – модуль Юнга; \$v\$ – коэффициент Пуассона; \$t\$ – толщина мембранны.

Используя метод Навье (решение двойных тригонометрических рядов), отклонение прямоугольной мембранны с учетом уравнения (5) можно представить в виде [20]

$$w(x, y) = \frac{16P}{D\pi^6} \sum_{m=1, 3, \dots}^{\infty} \sum_{n=1, 3, \dots}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi x}{a} \sin \frac{n\pi y}{b}}{mn \left[\left(\frac{m}{a} \right)^2 + \left(\frac{n}{b} \right)^2 \right]}, \quad (7)$$

где \$a\$ и \$b\$ – стороны прямоугольной мембранны (рис. 2в).

Скорость потока и давление, создаваемые возвратнопоступательными объемными насосами, такими как бесклапанный насос, зависят от ударного объема \$\Delta V\$; мертвого объема насоса \$V_0\$ или объема минимального потока между входом и выходом элемента сопло/диффузор в любой точке в течение систолического цикла; частоты работы насоса \$f\$; свойств клапанов системы сопло/диффузор; свойств рабочей жидкости [21].

В общем виде систолический объем мембранны может быть представлен следующим выражением:

$$\Delta V = \int_0^a \int_0^b w(x, y) dx dy, \quad (8)$$

где \$w(x, y)\$ – отклонение мембранны [см. уравнение (7)]; \$a\$ и \$b\$ – длины сторон мембранны.

Поскольку минимальным давлением в сердечно-сосудистой системе является диастолическое, мембрана подвергается постоянной нагрузке, и эффективный ударный объем рабочей камеры имплантируемого насоса можно представить как разницу ударного объема камеры насоса под воздействием систолической нагрузки и ударного объема камеры насоса под воздействием диастолической нагрузки. Таким образом, уравнение (8) примет следующий вид:

$$\Delta V = \int_0^a \int_0^b w_s(x, y) dx dy - \int_0^a \int_0^b w_d(x, y) dx dy, \quad (9)$$

где \$w_s(x, y)\$ и \$w_d(x, y)\$ – отклонение мембранны под действием систолической и диастолических нагрузок соответственно.

Скорость потока на выходе в течение периода \$T\$ равна [19], [23]

$$Q = \frac{2\Delta V}{T} \frac{\sqrt{\eta} - 1}{\sqrt{\eta} + 1}, \quad (10)$$

где ΔV – ударный объем; η – коэффициент эффективности [уравнения (3) и (4)].

Напор насоса является одной из механических характеристик, описывающих давление в насосе. Общий напор насоса может быть измерен измерительными приборами (манометрами), помещенными во всасывающий и нагнетающие патрубки насоса. Общий напор насоса может быть также описан разностью энергий между двумя точками в системе насоса.

Общий напор насоса может быть описан следующим уравнением [24]:

$$\text{Total head} = (H_2 - H_1) + \sum h_f, \quad (11)$$

где H – статическое давление; индексы 1 и 2 обозначают движение против течения и по течению насосной системы; h_f – потери напора на трение на заданном отрезке, м.

Экспериментальная установка

Мембрана сделана из натурального латекса, предназначенного для медицинского применения, толщиной $(0,18 \pm 0,02)$ мм. Коэффициент Пуассона ν и модуль Юнга E равны 0,49 и 6 МПа соответственно.

Насос сделан из полиакрилата (ACRYLITE FF), он спроектирован и собран по чертежам бесклапанного насоса (формы сопло/диффузор). Угол раствора элемента сопло/диффузор θ составляет 10° .

Перфузионный насос марки «COBE century» (компания «COBE cardiovascular Inc.») был использован с целью создания пульсирующего потока в экспериментальной установке. Данный насос предназначен для кардио-пульмональных хирургических операций в качестве артериального насоса и размещается в операционной комнате. Экспериментальная установка оснащена датчиком кровяного давления PX272 («Edwards Life Sciences, LLC») с целью измерения давления потока жидкости. К установке также была подключена система наблюдения марки 54S («Hewlett Packard Company») для снятия выходных значений. Рабочей жидкостью была вода температурой $(22 \pm 2)^\circ\text{C}$.

Жидкость (вода) подается в экспериментальную установку насосом «COBE», при этом скорость потока меняется с целью создания пульсирующего потока. Давление пульсирующего потока меряется датчиком давления в системе наблюдения. Скорость потока бесклапанного насоса определяется отношением измеренного объема прошедшей жидкости ко времени измерения. Гидростатический напор насоса напрямую связан с рабочим давлением насоса «COBE» (главным подающим механизмом) и измеряется с учетом частоты подачи жидкости (частоты пульса).

Результаты и обсуждение

На точность измерений оказали влияние следующие погрешности: погрешности, вызванные окружающей средой (изменение температуры и давления); погрешности приборов (манометры, насос) и человеческий фактор (сбор информации и вычисления). Согласно инструкции к насосу марки «COBE», погрешность показания датчика расхода составляет $\pm 10\%$, или $\pm 0,01$ л/мин [25].

Погрешность датчиков давления марки «Edwards» составляет $\pm 1,5\%$, или ± 1 мм рт. ст. [26], а погрешность датчика расхода равна $\pm 0,1$ мл при температуре 20°C .

Для погрешности определения интенсивности испарения авторы Bansal et al. предложили корреляцию давления насыщенного пара и скорости воздуха [27], зависящих от внешних условий; таким образом, рассчитанная интенсивность испарения воды после включения насоса составила $7,8 \cdot 10^{-9}$ л/мин.

Коэффициент эффективности и зависимость этой величины от геометрических размеров канала были рассчитаны по формулам (1)-(4), графики зависимостей были смоделированы с использованием программного обеспечения «Maple software» (коммерческая система алгебраических вычислений).

Результаты вычислений представлены на рис. 3.

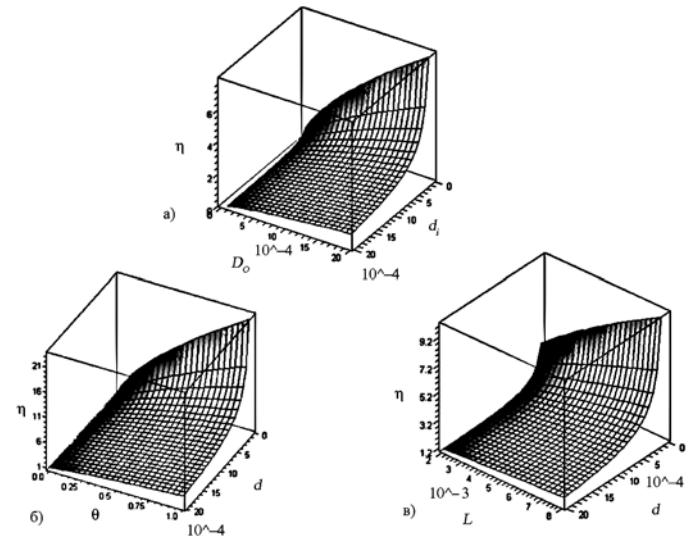


Рис. 3. Сравнение результатов, полученных для элемента сопло/диффузор: а) коэффициент эффективности η , малый d_i и больший D_o диаметры; б) коэффициент эффективности η , малый диаметр d , угол раствора канала θ ; в) коэффициент эффективности η , малый диаметр d и длина канала L . Единицы измерения для d_i , D_o , d и L – метры

На рис. 3а представлен коэффициент эффективности для малых и больших диаметров. Из представленной зависимости можно видеть, что при увеличении диаметра входа и выхода элемента сопло/диффузор коэффициент эффективности насоса падает. Угловой раствор θ приблизительно равен 10° .

На рис. 3б представлена зависимость коэффициента эффективности от угла раствора ($0 < \theta < 45^\circ$) и диаметра; также, как и на зависимости, представленной на рис. 4в, с увеличением диаметра наблюдается резкое падение коэффициента эффективности, в то время как кривая для угла θ обладает возрастающим градиентом, который имеет более крутой угол наклона по сравнению с градиентом длины (рис. 4в).

На рис. 3в можно видеть зависимость коэффициента эффективности от изменения малого диаметра и длины канала; с увеличением малого диаметра наблюдается быстрое падение коэффициента эффективности (градиент резкий), но при увеличении длины канала коэффициент эффективности значительно возрастает.

Уравнения (5)-(7) являются основными уравнениями для описания отклонения мембранны при различных давлениях.

На рис. 4а представлены две зависимости отклонения мембранны от давления, установленные экспериментальным путем. Это отклонение происходит при воздействии на мембранны системического и диастолического давле-

ний. Был выполнен расчет этих отклонений с использованием выражения (7) на базе программного обеспечения «Maple», результаты расчета были сопоставлены с экспериментальными данными (рис. 4б, в).

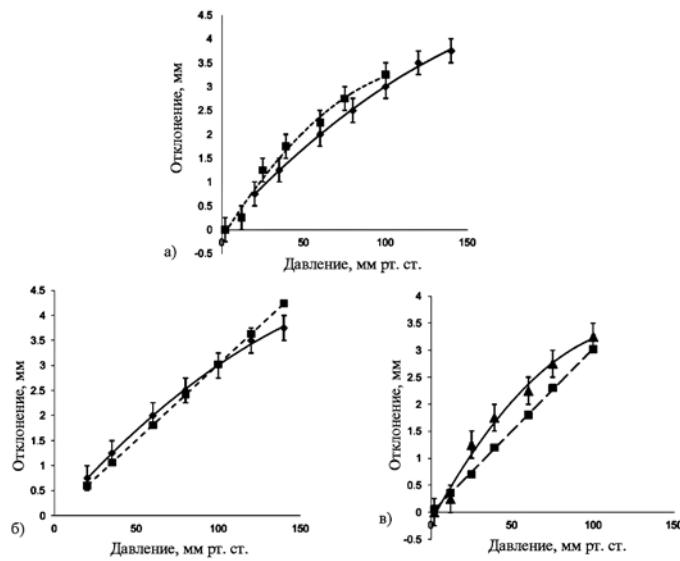


Рис. 4. Отклонение мембранны при систолической (сплошная линия) и диастолических (пунктирная линия) нагрузках (а); сравнение экспериментальных и численных результатов отклонения мембранны при систолической нагрузке (б); сравнение экспериментальных и численных результатов отклонения мембранны при диастолической нагрузке (1 мм рт. ст = 133,3 Па) (в)

На рис. 4б, в представлены отклонения мембранны при систолическом и диастолических периодах соответственно. На рис. 5 представлено расчетное отклонение мембранны в трехмерной декартовой системе координат, полученное на базе программы «Maple» (цветом обозначен угол отклонения). Рисунки согласуются с критериями разработки и изготовления прибора. Как и предполагалось, наибольшее отклонение мембранны наблюдалось в центре (точка С, рис. 2в).

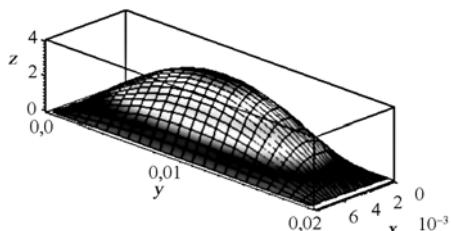


Рис. 5. Модель отклонения мембранны насоса в декартовой системе координат (xyz), полученная в программе «Maple» (единицы измерения – метры)

Зависимость расхода насоса от частоты накачки представлена на рис. 6а. Расход насоса растет как функция частоты накачки, и максимальный расход наблюдается при частоте 70 об/мин. Расход составил приблизительно 1,03 мл/мин, но после превышения частоты 70 об/мин расход начал уменьшаться из-за того, что отклонение мембранны достигло максимума, в результате ударный объем насосной камеры уменьшился. Пульс среднестатистического взрослого человека составляет приблизительно 70 уд/мин, насос марки «СОВЕ» позволяет создать ту же частоту накачки (70 об/мин) для тестирования разработанного насоса. Чтобы оптимизировать геометрические размеры насоса, были рассчитаны коэффициент эффективности для насосных камер с разными высотами, модуль Юнга мембранны и частота накачки насоса с помо-

щью выражений (6) и (7). Геометрические размеры испытывавшейся установки представлена на рис. 2в.

Была также представлена связь между различными частотами накачки и напором насоса. Как и ожидалось, частота пульсирующего потока и нагрузка, которой подвергалась мембрана, определяли максимальный гидростатический напор и увеличение расхода с увеличением частоты накачки, как показано на рис. 6б. С учетом статического давления H_{2-1} и расхода трубок $\Sigma h_f = 0,1$ мм в системе максимальный напор насоса составил 20,6 мм вод. ст.

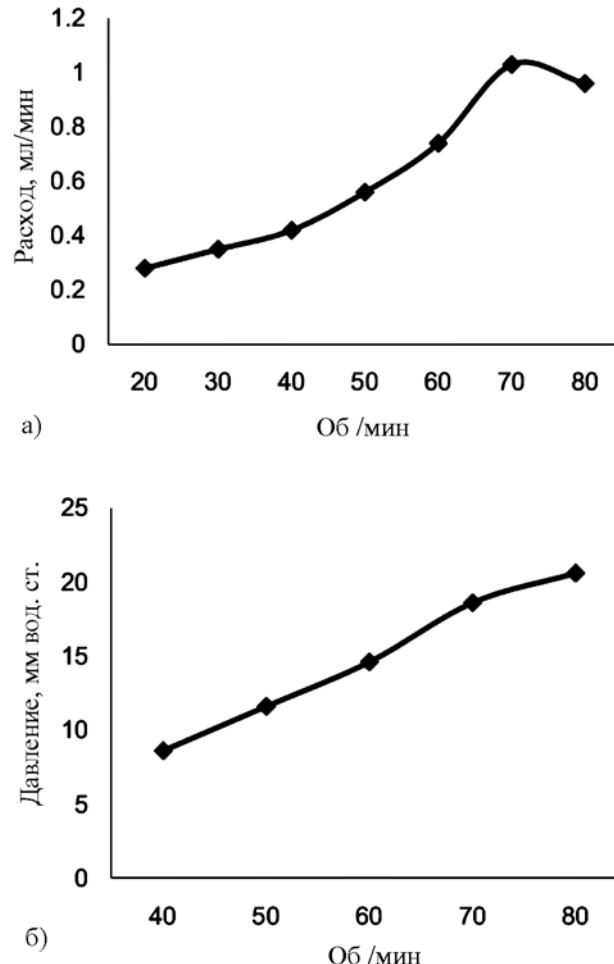


Рис. 6. Зависимость расхода насоса от частоты пульсации потока («СОВЕ», об/мин) (а); напор насоса (мм вод. ст.) от частоты пульсации потока («СОВЕ», об/мин) (1 мм вод. ст. = 9,8 Па) (б)

Заключение

Были проведено экспериментальное исследование механических свойств имплантируемого бесклапанного насоса (микронасоса), предназначенного для транспорта биологических жидкостей и лекарственных препаратов в человеческом теле, и представлен новый метод использования системы кровообращения как внутреннего источника энергии для работы имплантируемого насоса

Была представлена математическая модель элементов сопло/диффузор, разработанных для имплантируемого бесклапанного насоса. Была произведена имитация пульсирующего кровяного потока медицинским насосом марки «СОВЕ».

Из результатов следует, что диаметр и угол раствора элементов сопло/диффузор играют существенную роль в достижении эффективности работы встраиваемого насоса. Экспериментальные и численные результаты показы-

вают, что отклонение мембранны насоса напрямую зависит от давления жидкости (кровяного давления) и свойств материала, из которого сделана мембрана. Было установлено, что модуль Юнга мембранны и малые размеры насосной камеры увеличивают ее отклонение, что снижает расход жидкости. Также из результатов видно, что частота пульсации потока (сердцебиение) увеличивает расход насоса.

Имплантируемый бесклапанный насос обладает следующими преимуществами: простота изготовления, использование внутренних источников энергии тела, биологическая совместимость. Благодаря этим качествам, предложенный насос может найти широкое применение в медицине, в частности, может применяться для транспорта лекарственных препаратов в теле человека или создания имплантируемых аппаратов жизнеобеспечения (на примере искусственной почки).

Список литературы:

1. *White F.M.* Fluid mechanics. – Mc Grow Hill, Fourth Edition, 1998.
2. *Stemme E., Stemme G.* A valveless diffuser/nozzle-based fluidpump // *Sens. Actuators A: Phys.* 1993. Vol. 39. PP. 159-167.
3. *Gerlach T., Schuenemann M., Wurmus H.* A new micropump principle of the reciprocating type using pyramidal micro flowchannelsas passive valves // *J. Micromech. Microeng.* 1995. Vol. 5. PP. 199-201.
4. *Forster F.K., Bardell R.L., Afromowitz M.A., Sharma N.R., Blanchard A.* Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps / In: Proceedings of the ASME Fluids Engineering Division, FED. 1995. Vol. 234. PP. 39-44.
5. *Heschel M., Mullenborn M., Bouwstra S.* Fabrication and characterization of truly 3D Diffuser/Nozzle Microstructures in Silicon // *J. of Microelectromechanical Systems.* 1997. Vol. 6. № 1. PP. 41-47.
6. *Olsson A., Enoksson P., Stemme G., Stemme E.* Micromachined Flat-walled Valveless Diffuser Pumps // *J. of Microelectromechanical Systems.* 1997. Vol. 6(2). PP. 161-166.
7. *Andersson H., Wijngaart W.v.d., Nilsson P., Enoksson P., Stemme G.* A Valve-less Diffuser Micropumpfor Microfluidic Analytical Systems // *Sensors and Actuators B.* 2001. Vol. 72 (3). PP. 259-265.
8. *Singhal V., Murthy J.Y., Garimella S.V.* Low Reynolds number flow through nozzle diffuser elements in valveless micropumps, Elsevier // *Sensors and Actuators A.* 2004. Vol. 113. PP. 226-235.
9. *Judy J.W.* Biomedical applications of MEMS / In: Measurement and Science Technology Conference, Anaheim, CA, 2000. PP. 403-414.
10. *Maluf N., Gee D.A., Petersen K.E., Kovacs G.T.A.* Medical Applications of MEM. 2000. PP. 300-306.
11. *Smits J.G.* Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically // *Sens. Actuators A.* 1990. A21-A23. PP. 203-206.
12. *Cui Q., Liu C., Zha X.F.* Modeling and Numerical Analysis of a Circular Piezoelectric Actuator for Valveless Micropumps // *J. of Intelligent Material Systems and Structures.* 2008. Vol. 00. 1045-389X/08/00 0001-11.
13. *Yamahata C., Lacharme F., Gijs M.A.M.* Glass Valveless Micropump Using Electromagnetic Actuation // *Microelectronic Engineering.* 2005. Vol. 78-79 (5). PP. 132-137.
14. *Zengerle R., Ulrich J., Kluge S., Richter M., Richter A.* A Bidirectional Silicon Micropump // *Sensors and Actuators A.* 1995. Vol. 50 (1-2). PP. 81-86.
15. *Jeong O.C., Yang S.S.* Fabrication and Test of a Thermopneumatic Micropump with a Corrugated Diaphragm // *Sensors and Actuators A.* 2000. Vol. 83 (1-3). PP. 249-255.
16. *Kan J., Yang Z., Peng T., Cheng G., Wu B.* Design and Test of a High-performance Piezoelectric Micropump for Drug Delivery // *Sensors and Actuators A.* 2005. Vol. 121 (1). PP. 156-161.
17. *Ali Ostadfar, Rawicz A.H.* Glomerular Plasmapheresis Design for an Implantable Artificial Kidney // *J. of Medical and Biological Engineering. Special Issue on Innovations in Clinical Devices,* in press (2012).
18. *Lee S., Kim K.J.* Design of IPMC actuator-driven valve-less micropump and its flow rate estimation at low Reynolds numbers, IOP Publishing Ltd. // *Smart Materials and Structures.* 2006. Vol. 15. PP. 1103-1109.
19. *Jiang X.N., Zhoub Z.Y., Huang X.Y., Lib Y., Yangb Y.* Micronozzle/diffuser flow and its application in micro valveless pumps, Elsevier science // *Sensors and Actuators A.* 1998. Vol. 70. PP. 81-87.
20. *Ventsel E., Krauthammer T.* Thin Plates and Shells Theory, Analysis, and Applications, Marcel Dekker, Inc., 2001.
21. *Laser D.J., Santiago J.G.* A review of micropumps // *J. of Micromechanics and Microengineering.* 2004. Vol. 14. PP. R35-R64.
22. *Varadan V.K., Vinoy K.J., Gopalakrishnan S.* Smart Material Systems and MEMS: Design and Development Methodologies. – John Wiley & Sons Ltd, 2006. P. 101.
23. *Nguyen Nam-Trung, Wereley S.T.* Fundamentals and Applications of Microfluidics. – Artech House, Inc., 2006. P. 263.
24. *Karassik I.J., Messina J.P., Cooper P., Heald C.C.* Pump Handbook, McGraw-Hill, third edition, 2001.
25. Operator's manual. COBE century perfusion pump / COBE Cardiovascular, Inc.
26. Edwards TruWave Disposable Pressure Transducer. Edwards Life Science.
27. *Bansal P.K., Xie G.* A Unified Empirical Correlation for Evaporation of Water at Low, Air Velocities // *Heat Ma. vs Tranxfer.* 1998. Vol. 25. № 2. PP. 183-190.

Али Остадфар,

аспирант,

Равич Эндрю,

*директор факультета биомедицинской инженерии,
школа инженерных наук университета Саймона Фрейзера,
Бернаби, Канада,
e-mail: ali_ostadfar@sfu.ca*

* * * *