

22. Colagrande S., Carbone S.F., Carusi L.M., Cova M., Villari N. Magnetic resonance diffusion-weighted imaging: Extraneurological applications // Radiol. Med. 2006. Vol. 111. PP. 392-419.
23. Dietrich O., Biffar A., Baur-Melnyk A., Reiser M.F. Technical aspects of MR diffusion imaging of the body // Eur. J. Radiol. 2010. Vol. 76. PP. 314-322.
24. Elliott J., Pedler A., Beattie P., McMahon K. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for the healthy cervical multifidus: A potential method for studying neck muscle physiology following spinal trauma // J. Orthop. Sports Phys. Ther. 2010. Vol. 40. PP. 722-728.
25. Haughton V. Medical imaging of intervertebral disc degeneration: Current status of imaging // Spine. 2004. Vol. 29. PP. 2751-2756.
26. Heemskerk A.M., Strijkers G.J., Drost M.R., van Bochove G.S., Nicolay K. Skeletal muscle degeneration and regeneration after femoral artery ligation in mice: Monitoring with diffusion MR imaging // Radiology. 2007. Vol. 243. PP. 413-421.
27. Antoniou J., Demers C.N., Beaudoin G., et al. Apparent diffusion coefficient of intervertebral discs related to matrix composition and integrity // Magn. Reson. Imaging. 2004. Vol. 22. PP. 963-972.
28. Beattie P.F., Donley J.W., Arnot C.F., Miller R. The change in the diffusion of water in normal and degenerative lumbar intervertebral discs following joint mobilization compared to prone lying // J. Orthop. Sports. Phys. Ther. 2009. Vol. 39. PP. 4-11.
29. Kerttula L., Kurunlahti M., Jauhiainen J., Koivula A., Oikarinen J., Tervonen O. Apparent diffusion coefficients and T2 relaxation time measurements to evaluate disc degeneration. A quantitative MR study of young patients with previous vertebral fracture // Acta Radiol. 2001. Vol. 42. PP. 585-591.
30. Koltzenburg M., Yousry T. Magnetic resonance imaging of skeletal muscle // Curr. Opin. Neurol. 2007. Vol. 20. PP. 595-599.
31. Urban J.P., Winlove C.P. Pathophysiology of the intervertebral disc and the challenges for MRI // J. Magn. Reson. Imaging. 2007. Vol. 25 (2). PP. 419-432.
32. Humzah M.D., Soames R.W. Human intervertebral disc: Structure and function // Anat. Rec. 1988. Vol. 220. PP. 337-356.

Вадим Анатольевич Бывальцев,
д-р мед. наук, профессор, ведущий научный сотрудник,
Иркутский научный центр хирургии
и травматологии,
зав. курсом нейрохирургии,
Иркутский государственный
медицинский университет,
зл. нейрохирург, ОАО «РЖД»,
руководитель центра нейрохирургии
НУЗ «Дорожная клиническая больница»
ст. Иркутск-Пассажирский ОАО «РЖД»,
Иван Андреевич Степанов,
аспирант курса нейрохирургии,
Иркутский государственный
медицинский университет,
Андрей Андреевич Калинин,
канд. мед. наук, мл. научный сотрудник,
Иркутский научный центр хирургии
и травматологии,
ассистент курса нейрохирургии,
Иркутский государственный
медицинский университет,
врач-нейрохирург центра нейрохирургии
НУЗ «Дорожная клиническая больница»
ст. Иркутск-Пассажирский ОАО «РЖД»,
Константин Викторович Шашков,
канд. мед. наук, врач-рентгенолог,
Консультативно-диагностический центр,
г. Иркутск,
e-mail: byval75vadim@yandex.ru

А.Н. Виноградов, Е.В. Матвеев, Е.Н. Белов, Л.Н. Юсупов

Моделирование и оптимизация перистальтических пьезонасосов для автоматической инфузии

Аннотация

В статье рассмотрено построение многослойных двумерных моделей пьезонасосов перистальтического типа. Приведены результаты оптимизации геометрических и физических параметров двухслойной модели. Получены условия создания бегущей волны деформаций. Дано сравнение результатов моделирования пьезонасоса по аналитической методике и по методу конечных элементов. Полученные результаты обеспечивают повышение производительности и энергоэффективности при проведении инфузионной терапии.

Введение

Основными парентеральными методами введения лекарственных препаратов в жидком виде являются гравитационная инфузия (капельницы), инфузия под давлением (шприцы) и автоматизированная инфузия с помощью насосов – помповых, шприцевых и перистальтических, например роликовых [1].

Известными проблемами современной инфузионной терапии являются повышение точности, плавности и непрерывности дозирования лекарственных средств, а также повышение портативности и надежности устройств для автоматизированной инфузии в сложных условиях, например в невесомости.

Преодолеть подобные трудности способны перистальтические бесклапанные насосы. Достоинством таких насосов является возможность прокачки вязких и чувствительных к перемешиванию жидкостей. Однако известные конструкции мик-

ронасосов, например [2]-[5], построенные на базе соединения каналами мембранных пьезонасосов или использующие эффект Вентури с элементами диффузор-сопло [6], работают дискретно, в силу чего не могут обеспечить необходимой равномерности прокачки.

Наиболее перспективными являются линейные перистальтические микронасосы с пьезоприводами, создающими деформации изгиба стенок камеры.

Схемы таких пьезонасосов представлены на *рис. 1*. Они содержат систему изгибающихся пластин с пьезоэлементами, локально изменяющими объем канала или трубки с рабочей жидкостью. Электронный блок 4 «Б.У.» управляет величиной и фазой напряжения на пьезоэлементах. При этом создается бегущая волна деформаций, энергия которой передается движению прокачиваемой жидкости. Форма волны (на *рис. 1* показана пунктиром) и рабочий объем зависят от напряжения на каждом пьезоэлементе. Производительность микронасоса оп-

ределяется частотой, амплитудой и фазой питающего напряжения.

Целью работы является создание плавного перистальтического движения жидкостей и снижение управляющего напряжения (по сравнению с аналогами) для обеспечения безопасности и повышения энергоэффективности при оптимальной производительности микронасоса.

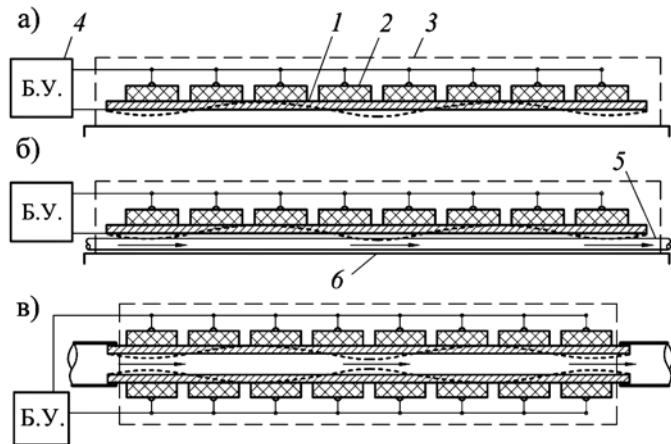


Рис. 1. Схемы перистальтических пьезонасосов: а) канал образован зазором между основанием 6 и подложкой 1 с пьезоэлементами 2; б) рабочая камера – эластичная трубка 5 на основании 6 – деформируется пьезопроводом; в) трубка между подложками двух пьезопроводов; стрелками показано направление потока, пунктиром показана герметизирующая силиконовая оболочка 3

Материалы и методы

Моделирование пьезонасосов проводилось двумя методами: аналитическим, по специально разработанной методике расчета многослойной двумерной модели, и численным методом конечных элементов трехмерной модели.

Аналитический метод основан на теории механических колебаний систем с распределенными параметрами [7] с учетом обратного пьезоэффекта [2], [4].

Расчетная схема многослойного пьезопровода с участками различной жесткости представлена на рис. 2.

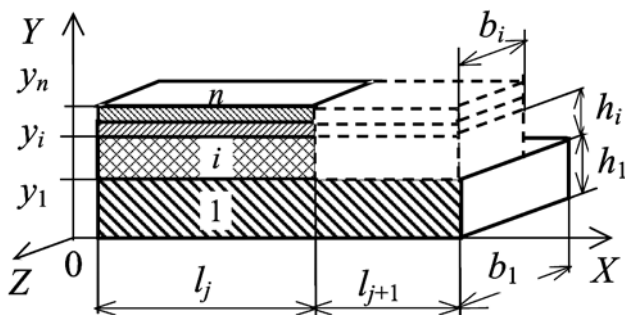


Рис. 2. Расчетная схема многослойного пьезопровода, работающего на изгиб в плоскости XY : h_i , b_i , y_i – соответственно толщина, ширина, ордината верхней границы i -го слоя ($i = 1, \dots, n$); l_j – длина j -го участка ($j = 1, \dots, m$)

Дифференциальное уравнение поперечных колебаний любого из участков многослойной балки относительно функции прогиба $v(x, t)$ при отсутствии внешних сил и рассеяния энергии имеет вид [7]

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(D \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \right) + m \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} = 0, \quad (1)$$

где

$$D = \int_S E(y) y^2 dS$$

– обобщенная изгибная жесткость поперечного сечения пакета слоев; E – модуль Юнга; $m = \sum \rho_i S_i$ – погонная масса; ρ_i – плотность; S_i – площадь поперечного сечения i -го слоя; x – продольная координата; t – время.

Формой $v(x, t) = V(x) \sin(\omega t)$ решение уравнения (1) сводится к обыкновенному дифференциальному уравнению для амплитудной функции $V(x)$

$$d^4 V(x) / dx^4 - \alpha^4 V(x) = 0, \quad (2)$$

где $\alpha = (\omega^2 m / D)^{1/4}$ – частотный параметр; ω – круговая частота возбуждения.

Решение этого уравнения содержит четыре произвольные постоянные, которые определяются из граничных условий на концах каждого участка.

Компонентами напряженно-деформированного состояния (НДС) являются следующие четыре функции, которые можно записать в виде вектора:

$$F(x) = \{V(x), \varphi(x), M(x), Q(x)\}^T, \quad (3)$$

где $\varphi(x) = dV(x) / dx$ – угол поворота сечения; $M(x) = D dV(x) / dx$ – изгибающий момент; $Q(x) = dM(x) / dx$ – поперечная сила; T – индекс транспонирования.

Для решения задачи колебаний многослойной стенки микронасоса использовали метод начальных параметров, согласно которому задается вектор F_0 компонентов НДС в начальном сечении ($x = 0$) первого участка. В произвольном сечении с координатой x амплитудные функции образуют вектор НДС:

$$F(x) = L(\omega, x) F_0; \quad (4)$$

$$L(\omega, x) = \begin{bmatrix} L_{VV} & L_{V\varphi} & L_{VM} & L_{VQ} \\ L_{\varphi V} & L_{\varphi\varphi} & L_{\varphi M} & L_{\varphi Q} \\ L_{MV} & L_{M\varphi} & L_{MM} & L_{MQ} \\ L_{QV} & L_{Q\varphi} & L_{QM} & L_{QQ} \end{bmatrix}, \quad (5)$$

где $L(\omega, x)$ – матрица преобразования начальных параметров.

Компоненты матрицы выражаются через гиперболо-тригонометрические функции А.Н. Крылова $K_1(\alpha x), \dots, K_4(\alpha x)$ [7] следующими зависимостями:

$$\begin{aligned} L_{VV} &= L_{\varphi\varphi} = L_{MM} = L_{QQ} = K_1(\alpha x); \\ L_{V\varphi} &= L_{MQ} = K_2(\alpha x) / \alpha; \\ L_{VM} &= L_{\varphi Q} = K_3(\alpha x) / (D\alpha^2); \\ L_{VQ} &= K_4(\alpha x) / (D\alpha^3); \\ L_{\varphi V} &= L_{QM} = \alpha K_4(\alpha x); \\ L_{\varphi M} &= K_2(\alpha x) / (D\alpha); \\ L_{MV} &= L_{Q\varphi} = K_3(\alpha x) / (D\alpha^2); \\ L_{M\varphi} &= K_4(\alpha x) / (D\alpha); \\ L_{QV} &= K_2(\alpha x) / (D\alpha^3). \end{aligned} \quad (6)$$

Параметры α и D принимают значения, соответствующие рассматриваемому j -му участку. Для смежного участка ($j + 1$), содержащего пьезоэлементы, начальными параметрами служат функции НДС предыдущего участка в конечном сечении $x_j = l_j$ (в локальной системе координат):

$$F_{0,j+1} = F_j(l_j) + FM_{j+1}, \quad (7)$$

где $FM_{j+1} = \{0, 0, M_{ПЭ}, 0\}$ – вектор пьезоэлектрического момента. Величина возбуждающего пьезоэлектрического момента равна:

$$M_{ПЭ} = \sum_{i=1}^n E_i b_i h_i (y_{ci} - y_m) \cdot (d_{31} E^0)_i, \quad (8)$$

где E_i – модуль Юнга i -го слоя; y_{ci} , y_m – ординаты среднего и нейтрального слоев соответственно; d_{31} – поперечный пьезомодуль; $E^{\ominus} = U / h_{ПЭ}$ – напряженность электрического поля на пьезоэлементе толщиной $h_{ПЭ}$ при напряжении U .

Граничные условия задачи предполагают, что левый край ($x = 0$) и правый край ($x = l_1 + l_2 + \dots + l_m$) многослойной полосты свободны от закреплений и усилий: $M_0 = 0$, $Q_0 = 0$ и $M_m = 0$, $Q_m = 0$. Неопределенными остаются перемещения V_0 и φ_0 . Их находят из вспомогательной системы двух уравнений

$$\begin{cases} A_{11} \cdot V_0 + A_{12} \cdot \varphi_0 + B_1 = 0; \\ A_{21} \cdot V_0 + A_{22} \cdot \varphi_0 + B_2 = 0, \end{cases} \quad (9)$$

коэффициенты которой определяются методом «трех расчетов» [7].

Данная методика реализована в программе МБВД [8]. Для обеспечения перистальтического движения жидкости путем образования бегущей волны деформаций напряжение U_k подается на каждый ПЭ по зависимости

$$U_k = U_0 \cos[2\pi f t + \pi \varphi(k-1)]; \quad k = 1, 2, \dots, n_{ПЭ}, \quad (10)$$

где U_0 – амплитуда напряжения; f – циклическая частота возбуждения; $\Delta\varphi$ – разность фаз между соседними ПЭ; $n_{ПЭ}$ – число пьезоэлементов на подложке.

На рис. 3 представлены формы деформации стенок камеры по схеме, показанной на рис. 1в с числом $n_{ПЭ} = 9$. При численных значениях параметров, указанных под рисунком, расчетный прогиб одной стенки составляет $V_{\max} = 254$ мкм, высота раскрытия камеры – 508 мкм, перекачиваемый объем – 345,4 мм³.

Амплитудные функции: V , F_i , M , Q , U , N , $SgmMax$

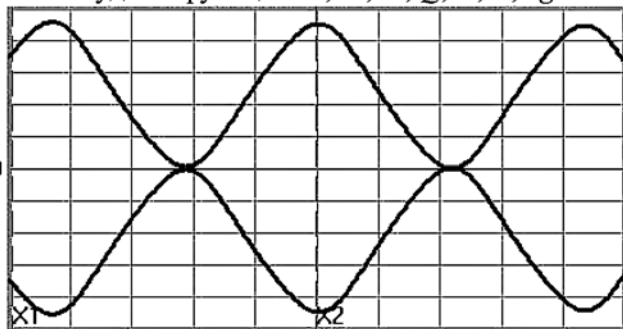


Рис. 3. Функции прогиба $V(x)$ двух стенок камеры пьезонасоса – формы бегущей волны: толщина подложки $h_1 = 0,05$ мм, пьезоэлемента – $h_2 = 0,1$ мм; длина модели – 161 мм, ширина – 20 мм; размеры ПЭ 15 × 10 мм; зазор между ПЭ $\delta = 2$ мм; модуль Юнга подложки $E_1 = 105$ ГПа, пьезокерамики – $E_2 = 63$ ГПа; пьезомодуль $d_{31} = -171$ пм/В. Амплитуда напряжения $U_0 = 75$ В, частота $f = 1$ Гц; разность фаз $\Delta\varphi = 90^\circ$. Длину волны $\lambda = 68$ мм формируют 4 участка с ПЭ

Оптимизация

Представляет определенный интерес оптимизация параметров системы по целевой функции кривизны изгиба χ , которая определяет прогиб V участка пьезонасоса. Например, для консольного элемента длиной l $V_{\max} = 0,5\chi l^2$, для двухопорного элемента $V_{\max} = 0,125\chi l^2$. Для двухслойной модели кривизна вычисляется по формуле, аналогичной кривизне теплового прогиба биметалла [9]. В безразмерной форме кривизна пьезоэлектрического изгиба двухслойной модели (подложка 1 – пьезоэлемент 2) определяется выражением

$$\chi^* = \frac{\chi h_2}{d_{31} E^{\ominus}} = \frac{6\eta}{\frac{(1 - e\beta\eta^2)^2}{e\beta\eta(1 + \eta)} + 4(1 + \eta)}, \quad (11)$$

где $\eta = h_2 / h_1$ и $\beta = b_2 / b_1$ – относительная толщина и ширина слоев соответственно; $e = E_2 / E_1$ – их относительная жесткость.

На рис. 4 показаны графики зависимостей безразмерной кривизны χ^* от отношения толщин слоев одинаковой ширины. Видно, что кривизна, а следовательно, и прогиб возрастают при $E_2 < E_1$. Оптимальными являются системы с относи-

тельно жесткими и тонкими подложками. В примере на рис. 3 $e = 0,6$.

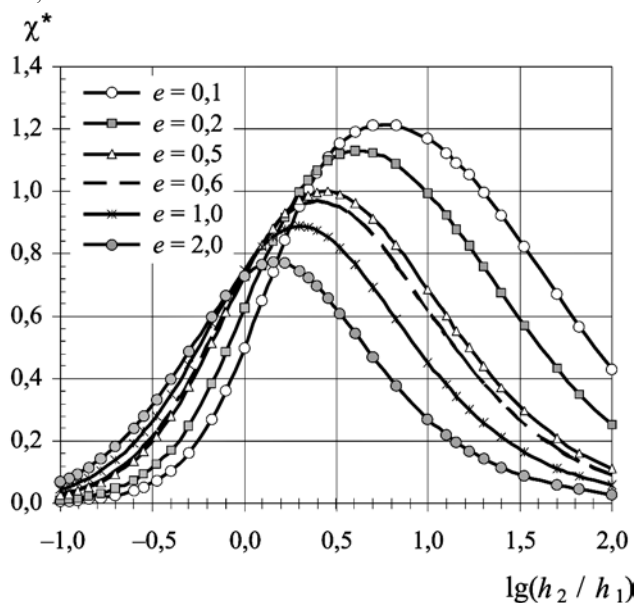


Рис. 4. Зависимости кривизны χ^* от $\lg(h_2 / h_1)$ при различных $e = E_2 / E_1$ и $\beta = 1$

Численные эксперименты методом конечных элементов

При расчете методом конечных элементов была исследована трехмерная модель пьезонасоса, состоящая из двух скрепленных между собой латунных пластин (подложек) с девятью пьезоэлементами на каждой пластине. Для расчетов использовались программные комплексы *APM WinMachine* и *ANSYS*. Значения параметров модели взяты из подрисунковой надписи к рис. 3. Дополнительно приняты коэффициенты Пуассона: $\nu_1 = 0,35$ и $\nu_2 = 0,31$.

Начальный зазор между верхней и нижней подложками взят равным 0,26 мм.

Аналог разрабатываемого пьезонасоса описан в статье [2]. Однако, используя дискретный принцип прокачки, он обладает низкой точностью и производительностью; при напряжении 100 В ход мембраны в нем составляет 60 мкм.

Нами были подобраны оптимальные по критерию максимального прогиба и технологичности изготовления формы пьезоэлементов – вытянутые в продольном направлении прямоугольные пластинки, дающие на 8 % больший прогиб по сравнению с элементами круглой или квадратной формы за счет уменьшения изгиба в поперечном направлении, что увеличивает их жесткость.

Размеры оптимизированной модели пьезонасоса показаны на рис. 5а.

На каждый пьезоэлемент подано напряжение, в соответствии с формулой (10), амплитудой 75 В, частотой $f = 1$ Гц и фазой $\varphi_k = 0,5\pi(k-1)$, $k = 1, 2, \dots, 9$.

По карте на рис. 5б можно определить распределение вертикальных перемещений (прогибов) упругих пластин пьезонасоса вдоль длины, а также оценить его теоретическую производительность. Максимальные перемещения в положительном направлении составляют 96 мкм, а в отрицательном – 128 мкм.

Теоретическая производительность микронасоса, рассчитанная при условии полного смыкания верхней и нижней пластин, составляет 0,344 мл/с (20,64 мл/мин) при напряжении 75 В. Следовательно, условная «удельная» производительность составит 275 мкл/мин/В. Это существенно больше известных значений для аналогичных микропьезонасосов, приведенных в литературе: от 0,59 мкл/мин/В в [4] до 30 мкл/мин/В в [3] (экспериментальные данные). Полученная величина производительности позволяет осуществлять доставку широкого диапазона лекарственных средств в рамках инфузионной терапии.

Заклучение

Проведены аналитические и численные исследования конструкций перистальтического пьезонасоса. Аналитические методики, разработанные на основе теории упругости и теории колебаний с учетом пьезоэффекта, были реализованы в оригинальной программе для ЭВМ по моделированию работы пьезонасоса с созданием бегущей волны деформаций многослойных стенок его камеры.

Аналитически были установлены и численно подтверждены оптимальные геометрические параметры конструкции – соотношение толщин слоев упругой стенки и приводного пьезоэлемента, дающие максимальную кривизну, а также оптимальные размеры пьезоэлемента в плане. Определена теоретическая производительность микронасоса при управляющем напряжении 75 В.

Результаты показали хорошую согласованность. Различие между аналитическим и численным (полученным по МКЭ) значениями производительности составило менее 1 %. По теоретической производительности разрабатываемый микронасос превосходит известные из литературы аналоги примерно в 9 раз. Это позволяет создавать устройства со сниженным напряжением возбуждения до безопасных в медицине значений. В то же время высокая точность и непрерывность прокачки позволяют использовать разработанный на основе представленной модели микронасос как малогабаритное и энергоэффективное устройство для проведения инфузионной терапии.

Настоящие научные исследования выполняются при финансовой поддержке государства в лице Минобрнауки России, уникальный идентификатор исследований RFMEFI58314X0002.

Список литературы:

1. Основы автоматизированной инфузии. Информационный материал компании Б. Браун / http://asmrio-irk.ru/d/466896/d/001-osnovy-ai.-vvedenie_0.ppt.
2. *Zhu M. et al.* Modelling and simulation of piezoelectric actuation and reliability of micropumps / II Int. Conf. on multimatierial micro manufacture. 2006. PP. 20-22.

3. *Nguyen N.T., Huang X.* Miniature valveless pumps based on printed circuit board technique // *Sensors and Actuators A: Phys.* 2001. Vol. 88. № 2. PP. 104-111.
4. *Kim H.H. et al.* Design and modeling of piezoelectric pump for microfluid devices // *Ferroelectrics.* 2009. Vol. 378. № 1. PP. 92-100.
5. *Amirouche F., Zhou Y., Johnson T.* Current micropump technologies and their biomedical applications // *Microsystem technologies.* 2009. Vol. 15. № 5. PP. 647-666.
6. *Остадфар А., Равич Э.Х.* Исследование характеристик имплантируемого бесклапанного насоса для биологических жидкостей и лекарственных средств // *Медицинская техника.* 2013. № 1. С. 42-46.
7. *Бидерман В.Л.* Теория механических колебаний / Учебник для вузов. – М.: Высш. школа, 1980. 408 с.
8. *Виноградов А.Н., Духовенский Г.Е.* Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ МБВД № 2012610487 / Правообладатель ФГБНУ «НИИ ПМТ».
9. *Пономарев С.Д., Андреева Л.Е.* Расчет упругих элементов машин и приборов. – М.: Машиностроение, 1980. 326 с.

Александр Николаевич Виноградов,
канд. техн. наук, доцент,
ведущий научный сотрудник,
Егор Владимирович Матвеев,
мл. научный сотрудник,
Евгений Николаевич Белов,
канд. мед. наук,
ведущий научный сотрудник,
Лочин Норбайевич Юсупов,
инженер-исследователь,
ФГБНУ «НИИ ПМТ»,
г. Москва,
e-mail: niipmt@mail.ru

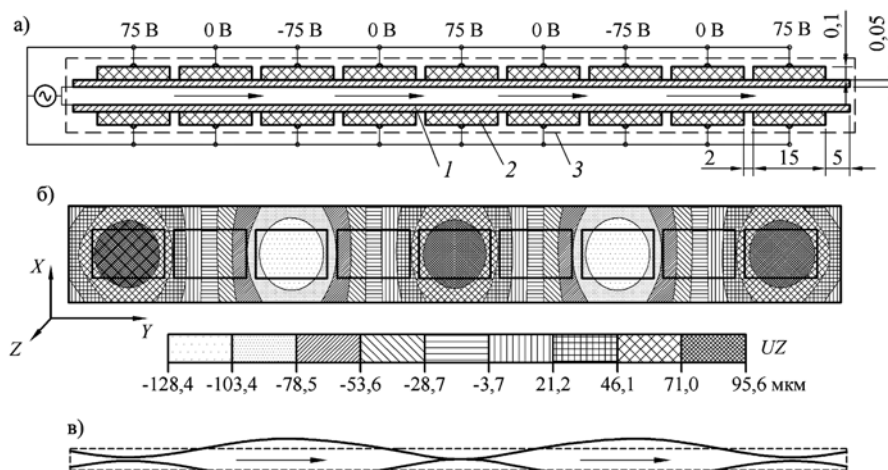


Рис. 5. Схема перистальтического пьезонасоса: а) поперечное сечение модели со схемой возбуждения: указаны текущие напряжения на ПЭ, стрелками показано направление прокачки, размеры даны в миллиметрах, цифрами 1, 2 и 3 обозначены соответственно подложка, пьезоэлементы и силиконовая оболочка; б) карта поперечных перемещений UZ , где каждой штрихованной области соответствует определенный диапазон перемещений; в) формы деформации стенок камеры в поперечном сечении модели (исходная форма показана мелким штрихом)