

## ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ТЕПЛОМАССОПЕРЕНОСА В МИКРОФЛЮИДНОМ ТЕПЛОВОМ ДАТЧИКЕ ПОТОКА

В.В. Рыжков

А.В. Зверев

И.А. Родионов

vv.rizhkov@gmail.com

azverev@bmstu.ru

irodionov@bmstu.ru

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

---

### Аннотация

Рассмотрены подходы к моделированию процессов тепло-массопереноса в микрофлюидных тепловых датчиках потока жидкости. Методами численного моделирования в среде COMSOL исследовано распределение теплоты от нагревателя резистивного типа, расположенного на нижней поверхности микроканала прямоугольного сечения, в зависимости от скорости потока жидкости, и выявлена зона максимальной дивергентности температурного поля. Определение зоны максимальной дивергентности температурного поля позволяет найти расстояние от нагревателя, на котором наблюдается наибольшая разность температуры выше и ниже по течению от нагревателя при изменении градиента давления вдоль канала, установлена зависимость положения зоны максимальной дивергентности температурного поля от скорости потока жидкости. Для повышения чувствительности датчика на основании проведенного моделирования предложен гибридный метод измерения скорости потока, позволяющий расширить диапазон измерений в 3 раза

### Ключевые слова

COMSOL, микрофлюидика, лаборатория-на-чипе, калориметрический датчик потока, численное моделирование, гидродинамика

Поступила в редакцию 23.06.2017  
© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2017

*Исследования выполнены с использованием материально-технической базы ЦКП Научно-образовательного центра «Функциональные Микро/Наносистемы» МГТУ им. Н.Э. Баумана (ID 74300)*

**Введение.** Микрофлюидика — междисциплинарная наука, в которой рассматриваются малые (порядка  $10^{-6}$ ... $10^{-9}$  л) объемы жидкостей и управление их потоками в микро- и нанометровых каналах микрофлюидных устройств [1], часто изготавливаемых методами микроэлектроники.

В некоторых областях физики, биологии и химии с помощью микрофлюидных систем можно проводить уникальные эксперименты, которые были невозможны без использования таких систем [2–6]. Наиболее широко микрофлюидные системы используют для наблюдения таких условий среды, как кислотность, ионная сила раствора, состав и концентрация отдельных веществ, при кристаллизации белков [7–9]; микрофлюидные технологии позволяют отсле-

живать большое число параметров, разделять нуклеацию и рост белковых кристаллов и минимизировать их повреждения, исследуя их сразу же после кристаллизации. Другие применения связаны с масс-спектрометрией [10–12], фармацевтикой [3–15], биоанализом [16–19], исследованием и манипулированием образцами, состоящими из одной клетки или одной молекулы [20, 21].

При работе с малыми объемами жидкостей (микро- и нанолитры) в микрофлюидных системах для высокоточных экспериментов необходим прецизионный контроль параметров системы (дозы жидкостей, соотношение смещения компонентов, отбор проб и т. п.). Такой контроль может быть обеспечен только измерением скоростей потоков жидкостей в режиме реального времени посредством высокоточных микрофлюидных датчиков потока. Однако проектирование таких датчиков невозможно без фундаментального понимания процессов переноса в микроканалах. Для решения этой задачи использованы методы численного моделирования, поскольку вследствие вынужденного упрощения математических моделей аналитические решения приводят к радикальному увеличению погрешностей моделирования, а экспериментальные данные не дают полного представления о характере протекания процессов в микроканалах.

Ведущими научными группами проводились исследования [22–26] влияния конструкции сенсоров на характеристики тепловых датчиков потока. Следует отметить, что при построении всех моделей использован ряд упрощений, связанных с выбором граничных условий для уравнений теплопереноса и гидродинамики. Кроме того, поскольку такие модели являются одномерными, ввиду ограниченности размерности модели, авторами не учитываются влияние трехмерной структуры датчика и особенности топологии (конструкции) нагревателя. Таким образом, на данный момент не существует полной трехмерной модели процессов, протекающих в микрофлюидных тепловых датчиках потока (МТДП) жидкости, в которой были бы учтены конструктивные особенности и топология датчика. Приведенные в работах [27–31] результаты теплового измерения потока жидкости в микрофлюидных системах носят экспериментальный характер, а используемые модели основаны на введенных упрощениях, которые искажают характер протекающих процессов. Вследствие погрешностей моделирования, устройства, спроектированные на основе результатов таких моделей, имеют худшие характеристики, чем было предсказано.

В связи с изложенным выше разработана новая численная модель процессов тепломассопереноса в микрофлюидных системах, отражающей реальный характер поведения подобных систем, представляет собой актуальную научную технологическую задачу, решение которой имеет исследовательскую и прикладную ценность.

**Постановка задачи и численная модель.** Численно моделируется ламинарное течение воды в канале МТДП длиной 3,5 мм, высота канала 50 мкм, ширина 300 мкм. Канал выполнен из полидиметилсилоксана, а его нижняя поверхность представляет собой мембрану из оксида кремния толщиной 3,5 мкм, сформиро-

ванную на подложке кремния. Для снижения инерционности датчика в кремниевой подложке до мембраны под углом  $54,74^\circ$  вытравлено окно. Тонкопленочный никелевый нагреватель мощностью  $0,1$  мВт расположен в окне на оксидной мембране с внутренней стороны канала. Сенсоры, измеряющие асимметричность температурного поля вблизи нагревателя (калориметрические), расположены на одинаковом удалении от центра канала в окне, а сенсоры, предназначенные для получения данных о температуре жидкости, — за его пределами (рис. 1).

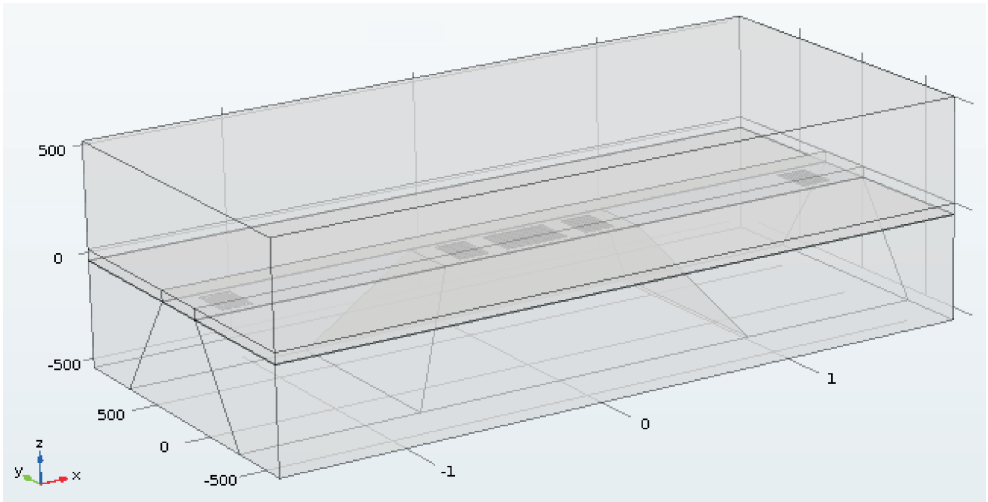


Рис. 1. Конструкция МТДП ( $\times 10^3$ )

В настоящей работе поставлена задача оптимизации конструкции датчика (расположения нагревателей и температурных сенсоров). Для повышения чувствительности датчика необходимо расположить калориметрические сенсоры от источника теплоты на таком расстоянии, чтобы при ненулевых значениях потока обеспечить максимальную разность температуры между ними, сохранив при этом существенный отклик системы при малых изменениях скорости жидкости. Оптимальному положению калориметрических сенсоров соответствует их расположение в зоне максимальной дивергентности (ЗМД) температурного поля, для нахождения которой построим модель описанной системы.

Процессы теплопереноса в жидкости и твердом теле описываются следующим уравнением, записанным в обобщенном виде:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\Phi) + \text{div}(\rho\mathbf{v}\Phi) = \text{div}(\Gamma \text{grad}(\Phi)) + S, \quad (1)$$

где  $\rho$  — плотность;  $\Phi$  — переменная;  $\mathbf{v}$  — вектор скорости;  $\Gamma$  — член (переносный), учитывающий вязкость, теплопроводность и диффузию;  $S$  — источниковый член. При этом вид членов  $\Gamma$  и  $S$  определяется физическим смыслом переменной  $\Phi$ .

**Вид переносного и источникового членов в зависимости от переменной Ф**

Уравнение:	Ф	Г	S
неразрывности .....	1	0	0
сохранения импульса .....	$u$	$\mu$	$S_u$
сохранения энергии .....	$h$	$\lambda/C_p$	$S_h$
теплопереноса в твердом теле ( $\mathbf{v} = 0$ ) .....	$C_p T$	$\lambda/C_p$	$Q$
теплопереноса в жидкости .....	$C_p T$	$\lambda/C_p$	$Q$

Так для составления уравнения неразрывности следует принять переменную Ф равную единице, а Г и S — нулю, тогда обобщенное уравнение (1) примет вид

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \mathbf{v}) = 0.$$

Член, учитывающий градиент давления, объемные и дополнительные вязкие силы, обозначен через

$$S_u = \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x} \right) - \frac{2}{3} \delta_{i1} \mu \text{div}(\mathbf{v}) \right) + \rho F_1 - \frac{\partial p}{\partial x},$$

а член, учитывающий работу сил внутренних напряжений, — через

$$S_h = \frac{\partial p}{\partial t} + \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j},$$

где  $p$  — давление;  $t$  — время;  $u_i$  — компоненты вектора скорости;  $x_i$  — координата;  $\delta_{i1}$  — символ Кронекера;  $\mu$  — коэффициент динамической вязкости;  $F_1$  — плотность массовых сил;

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \delta_{ij} \mu \frac{\partial u_m}{\partial x_m}$$

— компоненты тензора вязких напряжений для линейной вязкой жидкости.

Приведенные уравнения были использованы для описания физики процессов тепломассопереноса в МГДП. Чтобы построить модель и провести вычислительный эксперимент, для указанных уравнений необходимо задать граничные условия.

**Граничные условия для уравнений гидродинамики.** Любая точка потока под влиянием окружающей среды имеет три скорости воздействия [32]: 1) скорость  $u$  при перемещении потока вниз по течению; 2) скорость  $u + c$  при перемещении потока и распространении звуковых колебаний в направлении потока; 3) скорость  $u - c$  при перемещении потока и распространении звуковых колебаний в направлении против потока. В рассматриваемой модели скорость потока не превышала скорость звука в воде, поэтому граничные условия заданы не только на входе, но и на выходе.

Граничное условие на входе задается на одном торце канала, а на выходе — на другом (противоположном) торце канала. При этом задаются давление жидкости на торцах и температура потока, которая берется из начальных условий и равна комнатной. Остальные параметры потока находятся с помощью инварианта Римана.

На стенках было использовано граничное условие «без проскальзывания», т. е. все компоненты скорости на границе равны нулю:

$$\frac{\partial x_i}{\partial t} = \frac{\partial y_i}{\partial t} = \frac{\partial z_i}{\partial t} = 0.$$

Для давления производная по нормали к поверхности также равна нулю:

$$\frac{\partial p}{\partial t} = 0.$$

Это граничное условие характеризует неизменность давления на границе вдоль нормали к стенке во время численного эксперимента.

**Граничные условия для уравнений теплопереноса.** Для описания процесса теплопереноса в жидкости использована система уравнений

$$\begin{aligned} \rho c_{p_{water}} \vec{u} \cdot \vec{\nabla} T + \vec{\nabla} \cdot \vec{q} &= Q + Q_p + Q_{vd}; \\ \vec{q} &= -k \vec{\nabla} T. \end{aligned}$$

Для приведенных уравнений были поставлены следующие граничные условия. Для нагревателя с фиксированной мощностью  $q_b$  и площадью  $A$ :

$$-\vec{n} \cdot \vec{q} = Q_b = \frac{q_b}{A}.$$

Граничные условия для источника, стока воды и свободной внутренней конвекции в канале длиной  $L$  и высотой  $H$ :

$$\begin{aligned} -\vec{n} \cdot \vec{q} &= q_0 = h(T_{ext} - T); \\ h &= h_{water}(L, H, T_{ext}). \end{aligned}$$

Приняты начальные условия: начальная температура  $T_{t=0} = 293,15$  К; начальное давление  $p_{t=0} = 1$  атм.; начальная скорость потока  $U_{t=0} = 0$  м/с; внешняя температура  $T_{ext} = 293,15$  К.

Уравнение теплопереноса в твердом теле имеет вид

$$\begin{aligned} \rho c_{p_{solid}} \vec{U} \cdot \vec{\nabla} T + \vec{\nabla} \cdot \vec{q} &= Q + Q_{ted}; \\ \vec{q} &= -\lambda \vec{\nabla} T. \end{aligned}$$

В тепловой части задачи для всех внешних поверхностей заданы граничные условия третьего рода — условия Ньютона — Рихмана. Закон теплообмена с окружающей средой:

$$-\vec{n} \cdot \vec{q} = \lambda \frac{\partial T}{\partial x} = h_{type}(T_{ext} - T).$$

Здесь  $h_{type}$  — коэффициент теплопередачи либо для свободного теплообмена с окружающей средой с преобладанием конвекции (для вертикальной поверхности  $h = h_{air1}(L, p_a, T_{ext})$ ; для горизонтальной поверхности сверху  $h = h_{air2}(L, p_a, T_{ext})$ ; для горизонтальной поверхности снизу  $h = h_{air3}(L, p_a, T_{ext})$ ; для наклонной поверхности  $\varphi = 54,74^\circ$   $h = h_{air4}(L, \varphi, p_a, T_{ext})$ ), либо для диффузионного теплообмена внутри твердого тела (для кремния  $h_{Si} = h_{Si}(L, p_a, T_{ext})$ ; для оксида кремния  $h_{SiO_2} = h_{SiO_2}(L, p_a, T_{ext})$ ).

Граничные условия третьего рода наиболее близко к действительности описывают теплообмен между элементами модели, поэтому они более предпочтительны, чем граничные условия первого и второго рода.

**Введение сетки для дискретизации пространства.** Для снижения погрешности вычислений при построении модели была выбрана сетка без ограничения на форму элементов (рис. 2). Конечная сетка состоит из 338 622 элементов, из которых 325 826 тетраэдров, 12 796 призм, 46 662 треугольников, 52 четырехугольника, 3 717 краевых элемента, 322 вершины.

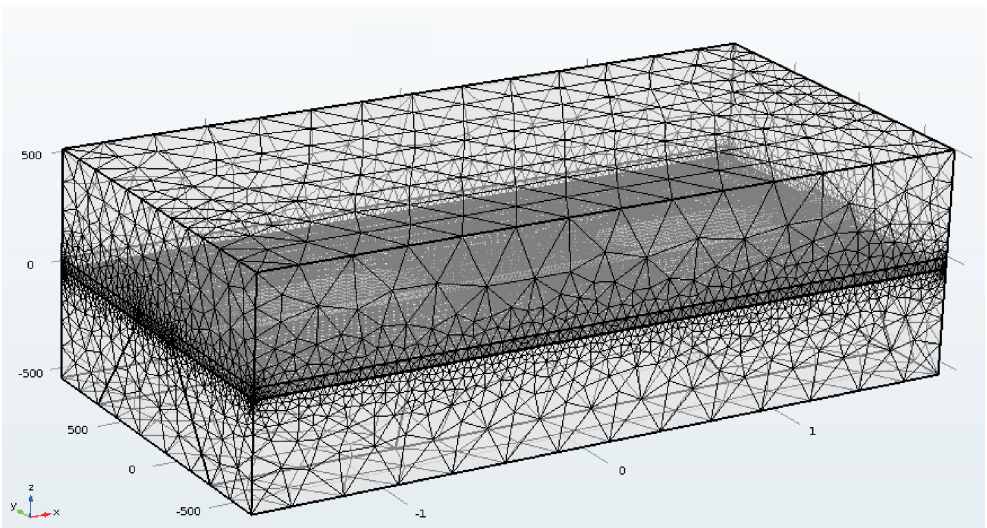
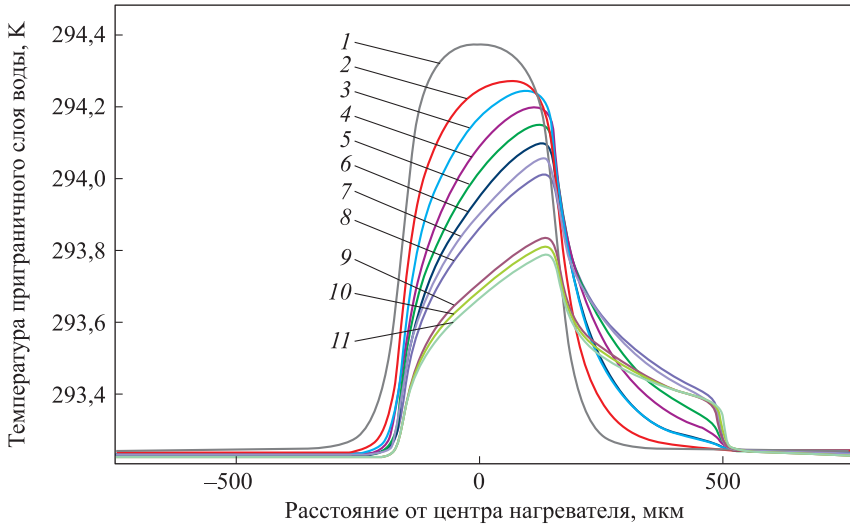


Рис. 2. Сетка ( $\times 10^3$ )

В настоящей работе решены стационарные задачи с различными граничными условиями на входе и выходе канала, поэтому вопрос выбора шага временной сетки не был рассмотрен.

**Анализ результатов моделирования.** Изучение температурного поля проведено при различных скоростях потока, задаваемых постоянными разностями давлений на противоположных концах канала. Выполнена серия моделирований с нахождением стационарных решений описанной задачи, в которой избыточное давление на входе не изменялось и составляло во всех расчетах 20 кПа, давление на выходе изменялось в диапазоне значений 19...20 кПа с шагом

100 Па. Вследствие данных изменений скорость потока увеличивалась от 0 до 10 см/с, что покрыло подавляющее большинство применений микрофлюидных систем. Далее при локализации и анализе ЗМД рассмотрено распределение температуры вдоль центральной линии симметрии на нижней поверхности канала.

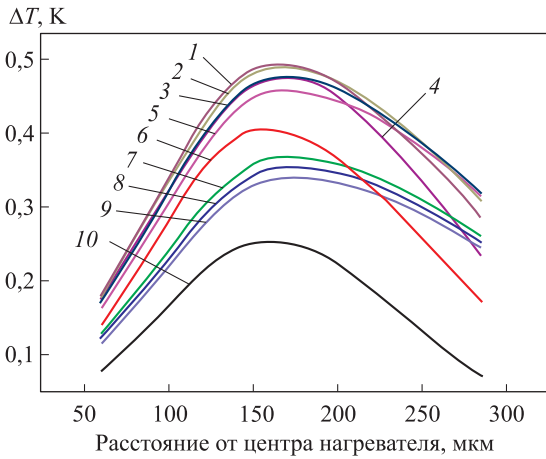


**Рис. 3.** Зависимость температуры приграничного слоя воды от расстояния от центра нагревателя при значениях давлениях на концах канала 20 (1), 19,9 (2), 19,8 (3), 19,7 (4), 19,6 (5), 19,5 (6), 19,4 (7), 19,3 (8), 19,2 (9), 19,1 (10) и 19 (11) кПа

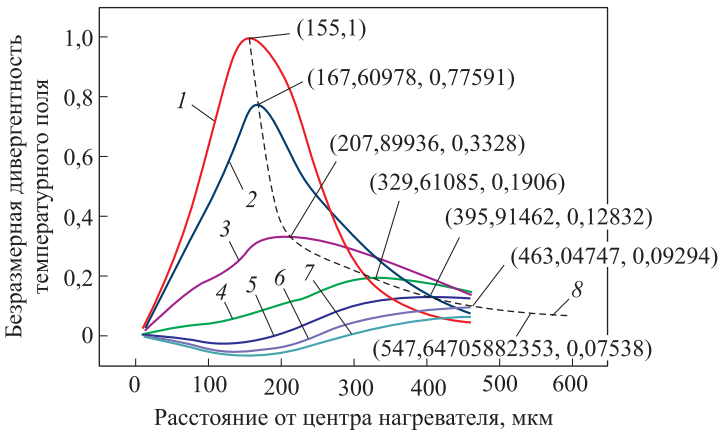
Согласно кривым, приведенным на рис. 3, при равенстве давлений на концах канала, температурное поле абсолютно симметрично, но с ростом градиента давления асимметрия становится все значительнее. Ярко выражен скачок температуры мембраны до минимального уровня в области 500 мкм — где заканчивается протравленное окно. Это связано с резким увеличением теплоотвода через кремниевую подложку.

Для того чтобы показать степень асимметричности температурного поля в зависимости от расстояния от центра нагревателя до конца канала находилась разность значений температуры нижней и верхней поверхности канала  $\Delta T$  (рис. 4). Полученные данные свидетельствуют о наличии четко локализованной на расстоянии около 170 мкм зоны максимальной асимметричности температурного поля — расстояния, на котором зафиксирован наибольший температурный перепад между равноудаленными от нагревателя участками мембраны.

Как было отмечено выше, для максимизации чувствительности датчика, его температурные сенсоры должны быть расположены в ЗМД температурного поля. Следующий шаг — нахождение этой зоны. Для этого из значений  $\Delta T$  для каждого следующего перепада давлений вычитали значения  $\Delta T$  на предыдущем перепаде, после чего выполняли нормировку графиков. Зависимости безразмерной дивергентности температурного поля при различных давлениях на концах канала от координаты приведены на рис. 5, здесь же отмечены ЗМД.



**Рис. 4.** Асимметричность температурного поля вблизи нагревателя при значениях давления на концах канала 19,9 (1), 19,8 (2), 19,7 (3), 19,6 (4), 19,5 (5), 19,4 (6), 19,3 (7), 19,2 (8), 19,1 (9) и 19 (10) кПа

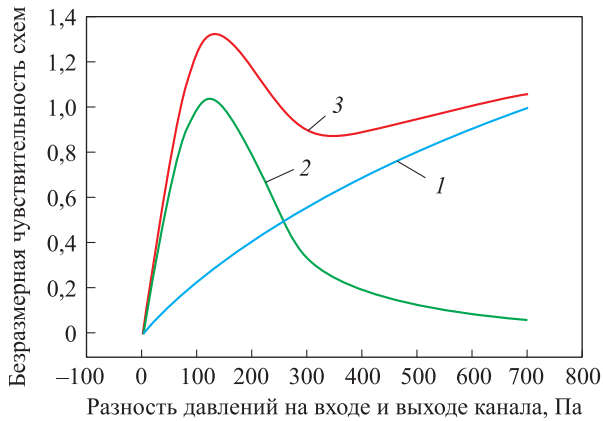


**Рис. 5.** Зависимость безразмерной дивергентности температурного поля от расстояния от центра нагревателя при значениях давления на концах канала 19,9 (1), 19,8 (2), 19,7 (3), 19,6 (4), 19,5 (5), 19,4 (6), 19,3 (7) кПа и сплайн Акимы (8), интерполирующий ЗМД

При увеличении градиента давления ЗМД смещается все дальше от нагревателя, и начиная с давления 19,4 кПа на выходе, поток воды уносит ЗМД за пределы окна. Это приводит к падению чувствительности датчика более чем на порядок, вследствие чего калориметрический способ измерения становится непригоден. Таким образом, установлено, что калориметрическая схема эффективна только при малых скоростях потока.

В то же время существует анемометрический метод, построенный на эффекте изменения числа Нуссельта нагревателя. Характерная особенность анемометров — их чувствительность возрастает с увеличением скорости среды в канале и позволяет с высокой точностью фиксировать скорости потока, недоступные для калориметров. Сравнение безразмерных чувствительностей схем, полученных анемометрическим и калориметрическим методами, показано на рис. 6.





**Рис. 6.** Сравнение безразмерных чувствительностей схем, полученных анемометрическим (1), калориметрическим (2) и гибридными (3) методами

Оптимальным решением является использование одновременно двух описанных методов, так как они полностью совместимы. В этом случае предложенный гибридный метод объединяет преимущества калориметрического и анемометрического метода. С одной стороны, за счет калориметрического метода, он имеет высокую чувствительность к малым потокам, с другой, за счет анемометрического метода — сохраняет чувствительность при больших потоках (см. рис. 6).

Следовательно, установлено, что в исследованной конструкции МТДП для малых скоростей потока ( $\sim 0 \dots 4$  см/с) необходимо располагать температурные сенсоры на расстоянии 150...200 мкм от нагревателя и использовать калориметрический метод. При скоростях потока более 5 см/с необходимо изменить метод

получения данных на анемометрический, поскольку калориметрический непригоден для работы с высокими скоростями потока. При использовании предложенного гибридного метода измерений возможно объединение преимуществ перечисленных методов и расширение диапазона измерений более чем в 3 раза.

**Заключение.** С помощью численного моделирования проведено исследование процессов тепломассопереноса в МТДП. На основе результатов моделирования решена задача оптимизации конструкции МТДП и предложен инновационный гибридный метод проведения измерений, позволяющий расширить рабочий диапазон калориметрических датчиков более чем в 3 раза. Кроме того, согласно результатам моделирования, МТДП, основанные на гибридном методе, обладают максимальной чувствительностью на всем указанном диапазоне скоростей, при этом не требуется существенного усложнения конструкции и электрической схемы датчика.

## ЛИТЕРАТУРА

1. George M. Whitesides. The origins and the future of microfluidics // Nature. 2006. Vol. 442. P. 368–373. DOI: 10.1038/nature05058

2. *Rapid* microchip-based electrophoretic immunoassays for the detection of swine influenza virus / D.S. Reichmuth, S.K. Wang, L.M. Barrett, D.J. Throckmorton, W. Einfeldb, A.K. Singha // *Lab Chip*. 2008. Vol. 8. No. 8. P. 1319–1324. DOI: 10.1039/b801396a
3. *Kawabata T., Wada H.G., Watanabe M., Satomura S.* Electrokinetic analyte transport assay for  $\alpha$ -fetoprotein immunoassay integrates mixing, reaction and separation on-chip // *Electrophoresis*. 2008. Vol. 29. Iss. 7. P. 1399–1406. DOI: 10.1002/elps.200700898
4. *Dishinger J.F., Reid K.R., Kennedy R.T.* Quantitative monitoring of insulin secretion from single islets of langerhans in parallel on a microfluidic chip // *Anal. Chem.* 2009. Vol. 81. No. 8. P. 3119–3127. DOI: 10.1021/ac900109t
5. *Jokerst J.V., Raamanathan A., Christodoulides N., et al.* Nano-bio-chips for high performance multiplexed protein Detection: Determinations of cancer biomarkers in serum and saliva using quantum dot bioconjugate labels // *Biosens. Bioelectron.* 2009. Vol. 24. Iss. 12. P. 3622–3629. DOI: 10.1016/j.bios.2009.05.026
6. *Effect of volume- and time-based constraints on capture of analytes in microfluidic heterogeneous immunoassays / H. Parsa, C.D. Chin, P. Mongkolwisetwara, B.W. Lee, J.J. Wanga, S.K. Sia // Lab Chip*. 2008. Vol. 8. No. 12. P. 2062–2070. DOI: 10.1039/B813350F
7. *Using microfluidics to decouple nucleation and growth of protein crystals / J. Shim, G. Cristobal, D.R. Link, T. Thorsen, S. Fraden // Cryst. Growth Des.* 2007. Vol. 7. No. 11. P. 2192–2194. DOI: 10.1021/cg700688f
8. *Zheng B., Tice J.D., Roach L.S., Ismagilov R.F.* A droplet-based, composite PDMS/glass capillary microfluidic system for evaluating protein crystallization conditions by microbatch and vapor-diffusion methods with on-chip X-ray diffraction // *Angew. Chem.* 2004. Vol. 43. No. 19. P. 2508–2511. DOI: 10.1002/anie.200453974
9. *Barbier V., Viovy J.-L.* Advanced polymers for DNA separation // *Curr. Opin. Biotechnol.* 2003. Vol. 14. No. 1. P. 51–57.
10. *Microfluidics-to-mass spectrometry: A review of coupling methods and applications / X. Wang, L. Yi, N. Mukhitov, A.M. Schrell, R. Dhumpa, M.G. Roper // J. Chromatography A*. 2015. Vol. 1382. P. 98–116. DOI: 10.1016/j.chroma.2014.10.039
11. *Lomasney A.R., Yi L., Roper M.G.* Simultaneous monitoring of insulin and islet amyloid polypeptide secretion from islets of langerhans on a microfluidic device // *Anal. Chem.* 2013. Vol. 85. No. 16. P. 7919–7925. DOI: 10.1021/ac401625g
12. *Ramsey R.S., Ramsey J.M.* Generating electrospray from microchip devices using electroosmotic pumping // *Anal. Chem.* 1997. Vol. 69. No. 6. P. 1174–1178. DOI: 10.1021/ac9610671
13. *Dittrich P.S., Manz A.* Lab-on-a-chip: Microfluidics in drug discovery // *Nat. Publ. Gr.* 2006. Vol. 5. P. 210–218. DOI: 10.1038/nrd1985
14. *Pihl J., Karlsson M., Chiu D.T.* Microfluidic technologies in drug discovery // *Drug Discov. Today*. 2005. Vol. 10. No. 20. P. 1377–1383. DOI: 10.1016/S1359-6446(05)03571-3
15. *A microfluidic device to confine a single cardiac myocyte in a sub-nanoliter volume on planar microelectrodes for extracellular potential recordings / A.A. Werdich, E.A. Lima, B. Ivanov, I. Ges, J.P. Wikswow, F.J. Baudenbacher // Miniaturisation Chem. Biol. Bioeng.* 2004. Vol. 4. No. 4. P. 357–362. DOI: 10.1039/b315648f
16. *Zhang Huaibin.* Bioanalytical applications of microfluidic devices. Diss. University of Illinois, 2010. 147 p.

17. Rhoads D.S., Guan J.-L. Analysis of directional cell migration on defined FN gradients: Role of intracellular signaling molecules // *Exp. Cell Res.* 2007. Vol. 313. No. 18. P. 3859–3867. DOI: 10.1016/j.yexcr.2007.06.005
18. Doyle P.S. Self-assembled magnetic matrices for DNA separation chips // *Science.* 2002. Vol. 295. No. 5563. P. 2237–2237. DOI: 10.1126/science.1068420
19. *Microfluidic* systems for biosensing / K.-K. Liu, R.-G. Wu, Y.-J. Chuang, H.S. Khoo, S.-H. Huang, F.-G. Tseng // *Sensors.* 2010. Vol. 10. No. 7. P. 6623–6661. DOI: 10.3390/s100706623
20. *Single-pulse* cell stimulation with a near-infrared picosecond laser / S. Iwanaga, N. Smith, K. Fujita, S. Kawata, O. Nakamura // *Appl. Phys. Lett.* 2005. Vol. 87. No. 24. P. 243901. DOI: 10.1063/1.2147733
21. Dittrich P.S., Manz A. Single-molecule fluorescence detection in microfluidic channels — the Holy Grail in  $\mu$ TAS? // *Anal. Bioanal. Chem.* 2005. Vol. 382. Iss. 8. P. 1771–1782. DOI: 10.1007/s00216-005-3335-9
22. Mayer F., Salis G., Funk J., Paul O., Baltes H. Scaling of thermal CMOS gas flow microsensors: Experiment and simulation // *Proc. of the IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS).* P. 116–121. DOI: 10.1109/MEMSYS.1996.493839
23. Komiya K., Higuchi F., Ohtani K. Characteristics of a thermal gas flowmeter // *Rev. Sci. Instrum.* 1988. Vol. 59. No. 3. P. 477–479. DOI: 10.1063/1.1139864
24. Lammerink T.S.J., Tas N.R., Elwenspoek M., Fluitman J.H.J. Micro-liquid flow sensor // *Sensors Actuators A: Phys.* 1993. Vol. 37–38. No. C. P. 45–50. DOI: 10.1016/0924-4247(93)80010-E
25. Nguyen N.T., Dötzel W. Asymmetrical locations of heaters and sensors relative to each other using heater arrays: A novel method for designing multi-range electrocaloric mass-flow sensors // *Sensors and Actuators A: Phys.* 1997. Vol. 62. No. 1-3. P. 506–512. DOI: S0924-4247(97)01529-X
26. *Theoretical* and experimental investigations of thermoresistive micro calorimetric flow sensors fabricated by CMOS MEMS technology / W. Xu, K. Song, S. Ma, B. Gao, Yi Chiu, Yi-K. Lee // *J. Microelectromechanical Syst.* 2016. Vol. 25. No. 5. P. 954–962. DOI: 10.1109/JMEMS.2016.2596282
27. *Simulation* and optimization of a microfluidic flow sensor / A. Rasmussen, C. Mavriplis, M.E. Zaghoul, O. Mikulchenko, K. Mayaram // *Sensors Actuators A: Phys.* 2001. Vol. 88. No. 2. P. 121–132. DOI: 10.1016/S0924-4247(00)00503-3
28. Lien V., Vollmer F. Microfluidic flow rate detection based on integrated optical fiber cantilever // *Lab Chip.* 2007. Vol. 7. No. 10. P. 1352–1356. DOI: 10.1039/B706944H
29. *A new* fabrication process for ultra-thick microfluidic microstructures utilizing SU-8 photoresist / C.-H. Lin, G.-B. Lee, Y.-H. Lin, G.-L. Chang // *J. Micromechanics Microengineering.* 2002. Vol. 12. No. 5. P. 590–597. DOI: 10.1088/0960-1317/12/5/312
30. McDonald J.C., Whitesides G.M. Poly(dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices // *Acc. Chem. Res.* 2002. Vol. 35. No. 7. P. 491–499. DOI: 10.1021/ar010110q
31. Wu S., Lin Q., Yuen Y., Tai Yu-Ch. MEMS flow sensors for nano-fluidic applications // *Sensors Actuators A: Phys.* 2001. Vol. 89. No. 1-2. P. 152–158. DOI: 10.1016/S0924-4247(00)00541-0
32. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теоретическая физика. Гидродинамика. М.: Физматлит, 2001. 736 с.

**Рыжков Виталий Витальевич** — сотрудник научно-образовательного центра «Функциональные Микро/Наносистемы» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

**Зверев Александр Вячеславович** — сотрудник научно-образовательного центра «Функциональные Микро/Наносистемы» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

**Родионов Илья Анатольевич** — канд. техн. наук, руководитель научно-образовательного центра «Функциональные Микро/Наносистемы» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1).

**Просьба сослаться на эту статью следующим образом:**

Рыжков В.В., Зверев А.В., Родионов И.А. Численное моделирование процессов тепломассопереноса в микрофлюидном тепловом датчике потока // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение. 2017. № 5. С. 70–84. DOI: 10.18698/0236-3933-2017-5-70-84

**NUMERICAL SIMULATION OF HEAT AND MASS TRANSFER PROCESSES  
IN A MICROFLUIDIC FLUID FLOW THERMAL SENSOR**

V.V. Ryzhkov

A.V. Zverev

I.A. Rodionov

vv.rizhkov@gmail.com

azverev@bmstu.ru

irodionov@bmstu.ru

**Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation**

---

**Abstract**

The paper gives an approach to numerical simulation of heat and mass transfer processes in microfluidic thermal flow sensors (MTFS). By numerical simulation methods in the COMSOL, we investigated heat distribution from a resistive type heater located on the lower surface of a rectangular microchannel. Moreover, we identified the fluid flow rate effect on the zone of maximum divergence (ZMD) of the temperature field. Thus, it made it possible to determine the distance from the heater, at which we observed the greatest temperature difference between the higher and lower RTDs. Furthermore, to increase the sensitivity of the sensor, we suggested an innovative hybrid flow rate measurement scheme. This scheme allowed us to extend the measurement range of conventional MTFS by a factor of three

**Keywords**

*COMSOL, microfluidics, lab-on-chip, calorimetric flow sensor, numerical simulation, fluid dynamics, CFD*

Received 23.06.2017

© BMSTU, 2017

---

**REFERENCES**

[1] George M. Whitesides. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, 2006, vol. 442, pp. 368–373. DOI: 10.1038/nature05058

- [2] Reichmuth D.S., Wang S.K., Barrett L.M., Throckmorton D.J., Einfeldb W., Singha A.K. Rapid microchip-based electrophoretic immunoassays for the detection of swine influenza virus. *Lab Chip*, 2008, vol. 8, no. 8, pp. 1319–1324. DOI: 10.1039/b801396a
- [3] Kawabata T., Wada H.G., Watanabe M., Satomura S. Electrokinetic analyte transport assay for  $\alpha$ -fetoprotein immunoassay integrates mixing, reaction and separation on-chip. *Electrophoresis*, 2008, vol. 29, iss. 7, pp. 1399–1406. DOI: 10.1002/elps.200700898
- [4] Dishinger J.F., Reid K.R., Kennedy R.T. Quantitative monitoring of insulin secretion from single islets of langerhans in parallel on a microfluidic chip. *Anal. Chem.*, 2009, vol. 81, no. 8, pp. 3119–3127. DOI: 10.1021/ac900109t
- [5] Jokerst J.V., Raamanathan A., Christodoulides N., Floriano P.N., Pollard A.A., Simmonsa H.W., Wong J., Gage C., Furmaga W.B., Redding S.W., McDevitt J.T. Nano-bio-chips for high performance multiplexed protein detection: Determinations of cancer biomarkers in serum and saliva using quantum dot bioconjugate labels. *Biosens. Bioelectron.*, 2009, vol. 24, iss. 12, pp. 3622–3629. DOI: 10.1016/j.bios.2009.05.026
- [6] Parsa H., Chin C.D., Mongkolwisetwara P., Lee B.W., Wang J.J., Sia S.K. Effect of volume- and time-based constraints on capture of analytes in microfluidic heterogeneous immunoassays. *Lab Chip*, 2008, vol. 8, no. 12, pp. 2062–2070. DOI: 10.1039/B813350F
- [7] Shim J., Cristobal G., Link D.R., Thorsen T., Fraden S. Using microfluidics to decouple nucleation and growth of protein crystals. *Cryst. Growth Des.*, 2007, vol. 7, no. 11, pp. 2192–2194. DOI: 10.1021/cg700688f
- [8] Zheng B., Tice J.D., Roach L.S., Ismagilov R.F. A droplet-based, composite PDMS/glass capillary microfluidic system for evaluating protein crystallization conditions by microbatch and vapor-diffusion methods with on-chip X-ray diffraction. *Angew. Chem.*, 2004, vol. 43, no. 19, pp. 2508–2511. DOI: 10.1002/anie.200453974
- [9] Barbier V., Viovy J.-L. Advanced polymers for DNA separation. *Curr. Opin. Biotechnol.*, 2003, vol. 14, no. 1, pp. 51–57.
- [10] Wang X., Yi L., Mukhitov N., Schrell A.M., Dhumpa R., Roper M.G. Microfluidics-to-mass spectrometry: A review of coupling methods and applications. *J. Chromatography A*, 2015, vol. 1382, pp. 98–116. DOI: 10.1016/j.chroma.2014.10.039
- [11] Lomasney A.R., Yi L., Roper M.G. Simultaneous monitoring of insulin and islet amyloid polypeptide secretion from islets of langerhans on a microfluidic device. *Anal. Chem.*, 2013, vol. 85, no. 16, pp. 7919–7925. DOI: 10.1021/ac401625g
- [12] Ramsey R.S., Ramsey J.M. Generating electrospray from microchip devices using electroosmotic pumping. *Anal. Chem.*, 1997, vol. 69, no. 6, pp. 1174–1178. DOI: 10.1021/ac9610671
- [13] Dittrich P.S., Manz A. Lab-on-a-chip: Microfluidics in drug discovery. *Nat. Publ. Gr.*, 2006, vol. 5, pp. 210–218. DOI: 10.1038/nrd1985
- [14] Pihl J., Karlsson M., Chiu D.T. Microfluidic technologies in drug discovery. *Drug Discov. Today*. 2005, vol. 10, no. 20, pp. 1377–1383. DOI: 10.1016/S1359-6446(05)03571-3
- [15] Werdich A.A., Lima E.A., Ivanov B., Ges I., Wikswa J.P., Baudenbacher F.J. A microfluidic device to confine a single cardiac myocyte in a sub-nanoliter volume on planar microelectrodes for extracellular potential recordings. *Miniaturisation Chem. Biol. Bioeng.*, 2004, vol. 4, no. 4, pp. 357–362. DOI: 10.1039/b315648f
- [16] Zhang Huaibin. Bioanalytical applications of microfluidic devices. Diss. University of Illinois, 2010. 147 p.

- [17] Rhoads D.S., Guan J.-L. Analysis of directional cell migration on defined FN gradients: Role of intracellular signaling molecules. *Exp. Cell Res.*, 2007, vol. 313, no. 18, pp. 3859–3867. DOI: 10.1016/j.yexcr.2007.06.005
- [18] Doyle P.S. Self-assembled magnetic matrices for DNA separation chips. *Science*, 2002, vol. 295, no. 5563, pp. 2237–2237. DOI: 10.1126/science.1068420
- [19] Liu K.-K., Wu R.-G., Chuang Y.-J., Khoo H.S., Huang S.-H., Tseng F.-G. Microfluidic systems for biosensing. *Sensors*, 2010, vol. 10, no. 7, pp. 6623–6661. DOI: 10.3390/s100706623
- [20] Iwanaga S., Smith N., Fujita K., Kawata S., Nakamura O. Single-pulse cell stimulation with a near-infrared picosecond laser. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, vol. 87, no. 24, pp. 243901. DOI: 10.1063/1.2147733
- [21] Dittrich P.S., Manz A. Single-molecule fluorescence detection in microfluidic channels — the Holy Grail in  $\mu$ TAS? *Anal. Bioanal. Chem.*, 2005, vol. 382, iss. 8, pp. 1771–1782. DOI: 10.1007/s00216-005-3335-9
- [22] Mayer F., Salis G., Funk J., Paul O., Baltes H. Scaling of thermal CMOS gas flow microsensors: Experiment and simulation. *Proc. of the IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, pp. 116–121. DOI: 10.1109/MEMSYS.1996.493839
- [23] Komiya K., Higuchi F., Ohtani K. Characteristics of a thermal gas flowmeter. *Rev. Sci. Instrum.*, 1988, vol. 59, no. 3, pp. 477–479. DOI: 10.1063/1.1139864
- [24] Lammerink T.S.J., Tas N.R., Elwenspoek M., Fluitman J.H.J. Micro-liquid flow sensor. *Sensors Actuators A: Phys.*, 1993, vol. 37–38, no. C, pp. 45–50. DOI: 10.1016/0924-4247(93)80010-E
- [25] Nguyen N.T., Dötzel W. Asymmetrical locations of heaters and sensors relative to each other using heater arrays: A novel method for designing multi-range electrocaloric mass-flow sensors. *Sensors and Actuators A: Phys.*, 1997, vol. 62, no. 1-3, pp. 506–512. DOI: S0924-4247(97)01529-X
- [26] Xu W., Song K., Ma S., Gao B., Chiu Yi, Lee Yi-K. Theoretical and experimental investigations of thermoresistive micro calorimetric flow sensors fabricated by CMOS MEMS technology. *J. Microelectromechanical Syst.*, 2016, vol. 25, no. 5, pp. 954–962. DOI: 10.1109/JMEMS.2016.2596282
- [27] Rasmussen A., Mavriplis C., Zaghoul M.E., Mikulchenko O., Mayaram K. Simulation and optimization of a microfluidic flow sensor. *Sensors Actuators A: Phys.*, 2001, vol. 88, no. 2, pp. 121–132. DOI: 10.1016/S0924-4247(00)00503-3
- [28] Lien V., Vollmer F. Microfluidic flow rate detection based on integrated optical fiber cantilever. *Lab Chip*, 2007, vol. 7, no. 10, pp. 1352–1356. DOI: 10.1039/B706944H
- [29] Lin C.-H., Lee G.-B., Lin Y.-H., Chang G.-L. A new fabrication process for ultra-thick microfluidic microstructures utilizing SU-8 photoresist. *J. Micromechanics Microengineering*, 2002, vol. 12, no. 5, pp. 590–597. DOI: 10.1088/0960-1317/12/5/312
- [30] McDonald J.C., Whitesides G.M. Poly(dimethylsiloxane) as a material for fabricating microfluidic devices. *Acc. Chem. Res.*, 2002, vol. 35, no. 7, pp. 491–499. DOI: 10.1021/ar010110q
- [31] Wu S., Lin Q., Yuen Y., Tai Yu-Ch. MEMS flow sensors for nano-fluidic applications. *Sensors Actuators A: Phys.*, 2001, vol. 89, no. 1-2, pp. 152–158. DOI: 10.1016/S0924-4247(00)00541-0
- [32] Landau L.D., Lifshits E.M. Теоретическая физика. Гидродинамика [Theoretical physics. Hydrodynamics]. Moscow, Fizmatlit Publ., 2001. 736 p.

**Ryzhkov V.V.** — Research Worker at Scientific and Educational Center for Functional Micro/Nanosystems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

**Zverev A.V.** — Research Worker at Scientific and Educational Center for Functional Micro/Nanosystems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

**Rodionov I.A.** — Cand. Sc. (Eng.), Head of the Scientific and Educational Center for Functional Micro/Nanosystems, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, str. 1, Moscow, 105005 Russian Federation).

**Please cite this article in English as:**

Ryzhkov V.V., Zverev A.V., Rodionov I.A. Numerical Simulation of Heat and Mass Transfer Processes in a Microfluidic Fluid Flow Thermal Sensor. *Vestn. Mosk. Gos. Tekh. Univ. im. N.E. Bauman, Priborostr.* [Herald of the Bauman Moscow State Tech. Univ., Instrum. Eng.], 2017, no. 5, pp. 70–84. DOI: 10.18698/0236-3933-2017-5-70-84

**Радиолокационные системы**



В Издательстве МГТУ им. Н.Э. Баумана  
вышло в свет учебное пособие под редакцией  
**А.И. Николаева**

**«Радиолокационные системы»**

Изложены вопросы применения радиолокационных систем (РЛС) различного назначения в реальных условиях их функционирования, учитывающих влияние окружающей среды, подстилающей поверхности, воздействия помех. Рассмотрены задачи, требования и принципы построения РЛС управления воздушным движением, РЛС обнаружения, наведения и целеуказания, а также РЛС ракетно-космической обороны.

**По вопросам приобретения обращайтесь:**

105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1  
+7 (499) 263-60-45  
press@bmstu.ru  
www.baumanpress.ru