

## БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

**Гидродинамическое взаимодействие клеток крови с микрошероховатой поверхностью в сдвиговом потоке жидкости**

А. В. Беляев

*Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра биофизики. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.  
E-mail: al\_belyaev@inbox.ru*

Статья поступила 27.10.2016, подписана в печать 23.11.2016.

В настоящей работе рассмотрен вопрос гидродинамического взаимодействия одиночных клеток крови — эритроцитов — с микрорельефной поверхностью в сдвиговом потоке вязкой жидкости с помощью компьютерного моделирования и изучено влияние микрорельефа на динамику движения клетки. Было показано, что периодический микрорельеф, характерные линейные размеры которого сопоставимы с размером эритроцита, может вызывать увеличение силы гидродинамического отталкивания от стенки. Полученные результаты могут быть применены для проектирования микрофлюидных устройств, предназначенных для работы с цельной кровью.

*Ключевые слова:* кровь, компьютерное моделирование, эритроциты, поверхность, гидродинамическое взаимодействие.

УДК: 532.5.011.18; 532.5.032; 576.324; 576.522. PACS: 87.19.U–; 87.85.gj; 87.85.Tu; 47.63.–b; 81.65.Cf.

**Введение**

Кровь представляет собой концентрированную суспензию клеток: до 45 % объема занято красными кровяными клетками — эритроцитами. Наблюдаемая вязкость крови сильно зависит от механики мембран клеток, их движений и деформаций в потоке вязкой жидкости — плазмы крови, а также гидродинамических взаимодействий с поверхностями канала или кровеносного сосуда. На клеточном уровне реология кровотока зависит в первую очередь от реакции эритроцитов на гидродинамические силы со стороны плазмы крови и соударений эритроцитов друг с другом и со стенками кровеносных сосудов [1]. С одной стороны, при низких скоростях сдвига агрегация эритроцитов приводит к образованию стопок (так называемых «монетных столбиков»), что увеличивает наблюдаемую вязкость крови. С другой стороны, при высоких скоростях сдвига растяжение эритроцитов в потоке и переход к движению, подобному гусеничной ленте, приводит к снижению эффективной вязкости крови. Ориентация и деформация эритроцитов в сдвиговом потоке определяются их механическими свойствами, а также зависят от микроокружения и близости поверхностей или препятствий. Этот вопрос является далеко не тривиальным, потому что даже в простом случае сдвигового течения эритроциты демонстрируют множество динамических режимов. В то же время изучение особенностей движения эритроцитов около поверхностей, обладающих микрорельефом, при различных скоростях потока крови представляет собой актуальную практическую задачу.

В последнее время возрастает интерес к разработке биомедицинских микроэлектромеханических

систем. Эти диагностические и лечебные устройства, использующие технологии микрофлюидики и молекулярного узнавания, могут быть имплантированы в организм, например, для дозированной доставки лекарств [2–4] или постоянного контроля состава крови [5, 6]. На пути к эффективному и безопасному практическому применению устройств такого рода существует фундаментальное препятствие: любые чужеродные поверхности, вступающие в контакт с кровью, будь то имплантаты или стенки микрофлюидного канала, непременно подвергаются атаке систем гемостаза и иммунитета. Результатом является рост тромба и отторжение имплантата. В перспективе решение этой проблемы может быть найдено с помощью синтетических полимерных материалов с определенными физико-химическими свойствами поверхности, обеспечивающими гемосовместимость. Синтетические микрогетерогенные поверхности, изготавливаемые из полимеров механическими (импринт-литография) или физико-химическими методами, находят широкое применение в сфере микрофлюидики [7, 8]. Создание микрорельефа поверхности в сочетании с биохимической модификацией материала может быть одним из решений указанной задачи.

Роль электрокинетических явлений при адгезии эритроцитов рассмотрена в ряде работ, например в [9, 10]. В нормальных физиологических условиях дзета-потенциал мембраны эритроцита составляет примерно –15 мВ, и при приложении внешнего электрического поля эритроциты подвержены электрофоретическому движению. При отсутствии внешних электрических полей заряды мембраны эритроцитов вносят свой вклад в способность эритроцитов

агрегировать: возникает электростатическое расклинивающее давление порядка 0.1 Па. Характерное расстояние этого взаимодействия составляет 20 нм при концентрации соли 0.15 М NaCl [9]. При скоростях сдвига  $> 100 \text{ с}^{-1}$  в жидкости с динамической вязкостью порядка 1 мПа·с гидродинамические силы становятся более существенными по сравнению с электростатическими и задача может быть сведена к гидродинамической.

В настоящей работе рассмотрен вопрос гидродинамического взаимодействия одиночных клеток крови — эритроцитов — с микрорельефной поверхностью в сдвиговом потоке вязкой жидкости с помощью компьютерного моделирования и изучено влияние микрорельефа на динамику движения клетки.

## 1. Методы моделирования

В настоящей работе используется комбинация метода решеточного уравнения Больцмана [11, 12] и метода погруженных границ [13]. Ранее подобный подход был неоднократно успешно использован для моделирования реологических свойств плотных суспензий [15], в том числе крови [15–17]. Мембрана клеток крови представляется подвижной сеткой из 393 узлов, взаимодействующих друг с другом посредством специально отобранных парных потенциалов. Гидродинамические свойства среды (жидкости) рассчитываются путем решения кинетического уравнения Больцмана на сетке неподвижных узлов. Для столкновительного интеграла в кинетическом уравнении Больцмана использовано приближение Бхатнагара–Гросса–Крука, известное также как приближение времени релаксации. На каждом шаге интегрирования подвижные и неподвижные узлы взаимодействуют друг с другом посредством специальной процедуры, обеспечивающей обмен импульсом между клеточной мембраной и жидкостью и выполнение третьего закона Ньютона [12]. Мы используем вариант этой методики, изложенный в работе [17]. Значения упругих модулей мембраны клеток (эритроцитов) и их форма взяты из работы [16]. Свойства модельной вязкой среды, в которой движется клетка, приближены к свойствам воды при нормальных условиях (плотность  $10^3 \text{ кг/м}^3$ , динамическая вязкость 1 мПа·с). Шаг квадратной сетки решеточного уравнения Больцмана составлял 1 мкм, использовалась схема D3Q19, а шаг по времени составлял 0.1 мкс. Применяемый метод моделирования был верифицирован в ряде предыдущих работ путем сравнения численного решения с аналитическими формулами и экспериментальными данными [1, 16, 18, 19]. Применяемый подход считается весьма точным при описании механики эритроцитов в потоке вязкой жидкости при малых числах Рейнольдса ( $\text{Re} < 0.1$ ) и вполне отвечает требованиям поставленной в настоящей работе задачи [11].

Мембрана эритроцита моделируется треугольной сеткой узлов, соединенных пружинами, и обладает таким образом упругостью к растяжению и изгибу [17, 18, 20, 21]. В настоящей работе использована сетка из  $N_v = 393$  узлов, соединенных  $N_s = 3(N_v - 2)$  пружинами. Сила упругости, действующая между узлами мембраны на растяжение (сжатие) [17]:

$$\mathbf{F}_{\text{sp}} = k_s \frac{\lambda^{0.5} + \lambda^{-2.5}}{\lambda + \lambda^{-3}} \frac{\Delta l}{l_0} \mathbf{n}, \quad (1)$$

где  $\Delta l = l - l_0$  — удлинение пружины относительно равновесной длины  $l_0$ ,  $\lambda = l/l_0$ ,  $k_s$  — константа упругости мембраны на растяжение, а  $\mathbf{n}$  — единичный вектор, соединяющий взаимодействующие узлы.

Упругость на изгиб моделируется с помощью силы, действующей на те вершины двух соприкасающихся треугольников сетки (имеющих общую сторону), которые являются противоположными к этой общей стороне:

$$\mathbf{F}_b = k_b \frac{\Delta \theta}{\theta_0} \mathbf{n}_b, \quad (2)$$

где  $\mathbf{n}_b$  — единичный вектор нормали (внешней) к плоскости треугольника,  $\Delta \theta$  — отклонение угла между соседними треугольниками от равновесного  $\theta_0$ , а  $k_b$  — константа упругости изгиба мембраны. Также сила, противоположно направленная  $\mathbf{F}_b$  и меньшая по величине в два раза, сообщается двум оставшимся вершинам каждого треугольника.

Кроме этого модель учитывает сохранение площади поверхности мембраны (локально и глобально) и объема эритроцита с помощью соответствующих сил, действующих на каждый узел сетки мембраны:

$$\mathbf{F}_a = -k_{\text{al}} \frac{\Delta S_i}{S_i^0} \mathbf{w} - k_{\text{ag}} \frac{\Delta S_g}{S_g^0} \mathbf{w}, \quad (3)$$

где  $\Delta S_i = S_i - S_i^0$  — изменение площади  $i$ -го треугольника сетки,  $\mathbf{w}$  — единичный вектор, направленный от центра масс каждого треугольника к соответствующей вершине, а  $k_{\text{al}}$  и  $k_{\text{ag}}$  — соответствующие коэффициенты,

$$\mathbf{F}_v = -k_v \frac{\Delta V}{V_0} S_i \mathbf{n}_b, \quad (4)$$

где  $\Delta V = V - V_0$  есть изменение объема эритроцита относительно равновесного  $V_0$ ,  $k_v$  — коэффициент объемной жесткости эритроцита. Сила  $\mathbf{F}_v$  вычисляется для каждого треугольника сетки и равно распределена по его вершинам.

Валидация этой модели мембраны эритроцита в сопоставлении с экспериментами по растяжению эритроцита оптическим пинцетом была ранее представлена в ряде статей [16–20, 22]. В настоящей работе использованы следующие параметры:  $k_s = 5 \cdot 10^{-3} \text{ нН/мкм}$ ,  $k_b = 10^{-3} \text{ нН} \cdot \text{мкм}$ ,  $k_{\text{al}} = 1.1 \text{ нН/мкм}$ ,  $k_{\text{ag}} = 1.1 \text{ нН/мкм}$ ,  $k_v = 10.0 \text{ нН/мкм}^2$ . Используемые параметры для описания упругих свойств мембраны вполне согласуются с экспериментальными значениями упругих

модулей, рассчитанных из экспериментальных данных по растяжению эритроцита оптическим пинцетом [18, 19, 22]. Кроме того, адекватность использованной в настоящей работе механической модели мембраны эритроцита проверена путем сопоставления с экспериментальными данными из [19] (рис. 1).

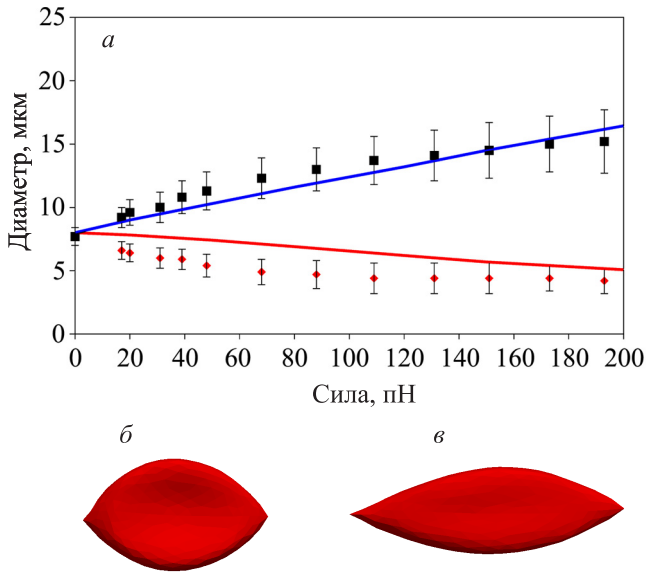


Рис. 1. Сравнение экспериментальных данных по растяжению эритроцита оптическим пинцетом с компьютерной моделью: *a* — зависимость продольного и поперечного размеров эритроцита от приложенной силы; *б, в* — вид модельного эритроцита при величине приложенной силы 80 и 200 пН соответственно

Общий вид расчетной области и геометрия задачи показаны на рис. 2. Расчетная область представляла собой прямоугольный параллелепипед размером  $120 \times 20 \times 20$  мкм. На нижней границе ( $y = 0$ ) задано условие отсутствия скольжения для жидкости, а на верхней — условие постоянной скорости, направленной вдоль оси  $x$ . Таким образом создавалось сдвиговое течение (течение Куэтта) с наперед заданной скоростью сдвига, постоянной вдоль всей высоты канала, кроме узкого слоя вблизи нижней стенки, где микрорельеф искажал поле скоростей. Микрорельеф представлял собой периодическую последовательность параллельных круговых цилиндров одинакового радиуса, расположенных перпендикулярно направлению сдвига в жидкости. Рельеф 1 и рельеф 2 отличались только длиной периода структуры (как видно на рис. 2), в то время как высота рельефа оставалась одной и той же. Для сравнения было также проведено моделирование движения эритроцита вблизи плоской стенки. Для всех типов поверхностей скорость сдвига менялась в диапазоне от 50 до 500  $\text{с}^{-1}$ .

Перед началом моделирования эритроцит помещался горизонтально на определенной высоте от нижней стенки канала, так что расстояние от мембраны тромбоцита до наивысшей точки рельефа составляло в обоих случаях 0.1 мкм.

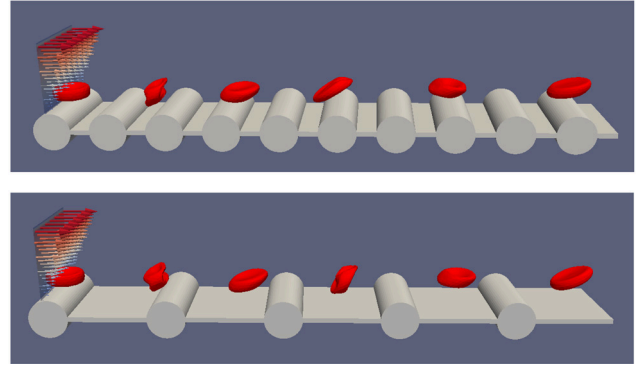


Рис. 2. Вид модельной системы: эритроцит вблизи микрошероховатой поверхности с рельефом 1 (вверху) и 2 (внизу) в сдвиговом потоке. Показаны положения эритроцита в моменты времени 0, 250, 500, 750, 1000 и 1250 мс при скорости сдвига 200  $\text{с}^{-1}$

Упругие взаимодействия мембраны эритроцита со стенками канала и микрорельефом моделировались отталкивающим потенциалом «мягких сфер»:

$$U_{\text{rep}} = A \cdot (r - r_0)^{-\alpha}, \quad (5)$$

где  $A = 10^{-4}$  нН·мкм,  $r_0 = 0.01$  мкм,  $\alpha = 1.2$  и обрезанным на расстоянии  $r_{\text{cut}} = 0.2$  мкм, чтобы исключить дальное действие отталкивающих сил.

## 2. Результаты моделирования

В настоящей работе исследовано гидродинамическое взаимодействие эритроцитов с микронеоднородными поверхностями двух типов, представленных на рисунках (рис. 2). Движение эритроцита вблизи стенки обладало комплексной динамикой, которая зависела как от гидродинамических условий (скорость сдвига), так и от микрорельефа стенки.

При скоростях сдвига меньше 200  $\text{с}^{-1}$  наблюдалось поступательно-вращательное движение эритроцита, близкое к «кувырканию». При увеличении скорости сдвига  $> 300 \text{ с}^{-1}$  эритроцит переходил из режима кувыркания в режим движения, подобный движению гусеничной ленты, что весьма характерно для движения эритроцита в сдвиговом потоке [1, 20, 21]. Для 300  $\text{с}^{-1}$  наблюдался смешанный (переходный) режим движения. Согласно работам [1, 20], смена режима движения эритроцита начинается при значении капиллярного числа  $\text{Ca} = \eta \dot{\gamma} R / k_s \approx 0.5$  и при дальнейшем повышении до  $\text{Ca} = 1$  эритроцит полностью переходит в режим «гусеничной ленты». Здесь  $\eta$  — вязкость внешней жидкости,  $\dot{\gamma}$  — скорость сдвига,  $R$  — радиус эритроцита,  $k_s$  — модуль упругости мембраны на растяжение. Этот критерий подобия характеризует отношение сил мембранной упругости клетки к сдвиговым гидродинамическим силам, действующим на нее. В настоящей работе переход от режима «кувыркания» к режиму «гусеничной ленты» наблюдался при значении скорости сдвига  $\dot{\gamma} = 3 \cdot 10^2 \text{ с}^{-1}$ , что соответствует  $\text{Ca} \approx 0.48$  и вполне согласуется с результатами других авторов [1, 20, 21]. Кроме того, движение эритроцита вблизи плоской стенки

(рис. 2) качественно похоже на экспериментальные данные (микрофотографии) из работы [23] и согласуется с результатами компьютерного моделирования в работах других авторов [1, 20–23]. Этот факт говорит, что модель мембраны эритроцита в настоящей работе вполне адекватна.

Было замечено, что при наличии микрорельефа 1 и 2 переход в режим «гусеничной ленты» происходит при меньших скоростях сдвига. В частности, при  $200 \text{ с}^{-1}$  вблизи рельефной стенки уже наблюдалось движение мембраны эритроцита, характерное для этого режима, в то время как вблизи плоской поверхности при этой скорости сдвига преобладал режим «кувыркания». Однако указанные наблюдения не позволяют утверждать, что микрорельеф значительно изменяет порог смены режимов движения эритроцитов: ключевым является баланс сдвиговых напряжений, действующих на мембрану со стороны жидкости, и сил упругости элементов мембраны. Основным эффектом рельефа заключался в увеличении сил гидродинамической подъемной силы и соответственно скорости отдаления эритроцита от стенки.

Рис. 3 показывает траектории эритроцита вблизи плоской стенки и двух рассмотренных в работе микрорельефов при разных скоростях сдвига. Для сравнения также показана траектория центра масс эритроцита вблизи плоской стенки. При скорости сдвига  $50 \text{ с}^{-1}$  наблюдался строго периодический режим движения эритроцита, причем периодичность рельефа поверхности накладывается на периодичность поступательно-вращательного движения эритроцита как целого. При  $300 \text{ с}^{-1}$  движение оказывается непериодическим, что соответствует переходу в режим «гусеничной ленты» и перетеканию мембраны под действием гидродинамических сдвиговых сил.

Компьютерная модель показала, что во всех рассмотренных случаях эритроцит отталкивается от нижней стенки, пока его центр масс не достигнет некоторого квазиравновесного расстояния, примерно соответствующего середине расчетной области вдоль вертикальной координаты. При этом скорость продольного движения клетки  $V_x$  увеличивалась соответственно, по мере того как эритроцит попадал в области со все большей скоростью течения жидкости (рис. 3). Оказалось, что скорость установившегося продольного движения эритроцита  $V_x$  почти не зависит от рельефа поверхности (рис. 4, а).

Для оценки влияния микрорельефа на скорость  $V_y$  подъема эритроцита от нижней стенки было использовано классическое соотношение [24]

$$V_y = UR^3 \cdot \frac{\dot{\gamma}}{y^2}, \quad (6)$$

где  $y$  — расстояние до поверхности,  $\dot{\gamma}$  — скорость сдвига,  $R = (r_{\text{RBC}}^2 \cdot \omega_{\text{RBC}})^{1/3}$  — эффективный гидродинамический радиус клетки,  $U$  — безразмерный численный коэффициент. Проинтегрировав это выражение один раз, получим

$$(y^3 - y_0^3) = 3UR^3 \cdot \dot{\gamma}t. \quad (7)$$

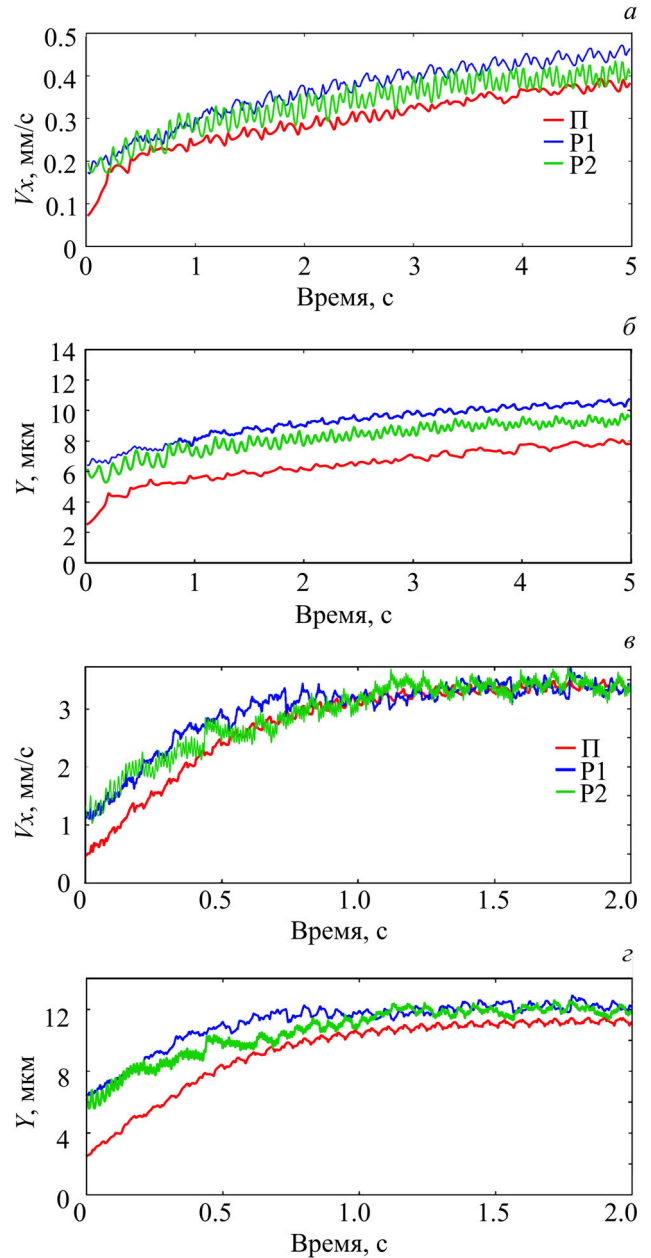


Рис. 3. Изменения скорости эритроцита во времени в сдвиговом потоке вблизи плоской поверхности и микрорельефных поверхностей 1 и 2 (а, в) и изменение расстояния от центра масс эритроцита до стенки во времени (б, г). При скорости сдвига  $50 \text{ с}^{-1}$  (а, б) всех поверхностей наблюдался режим «кувыркания» эритроцита, а при  $300 \text{ с}^{-1}$  (в, г) наблюдался переход к режиму движения «гусеничной ленты»

Таким образом, по линейному участку зависимости третьей степени  $y$ -координаты центра масс эритроцита от  $\dot{\gamma}t$  был вычислен коэффициент  $UR^3$ , характеризующий гидродинамическое взаимодействие эритроцита с каждой рассматриваемой в настоящей работе поверхностью.

Коэффициент «скороподъемности» эритроцита  $UR^3$ , измеренный по результатам моделирования путем линейной регрессии, оказывается наибольшим для рельефа 1 с более частым расположением микровыступов. Для рельефа 2 скорость отталкивания от поверхности  $V_y$  также была выше в сравнении



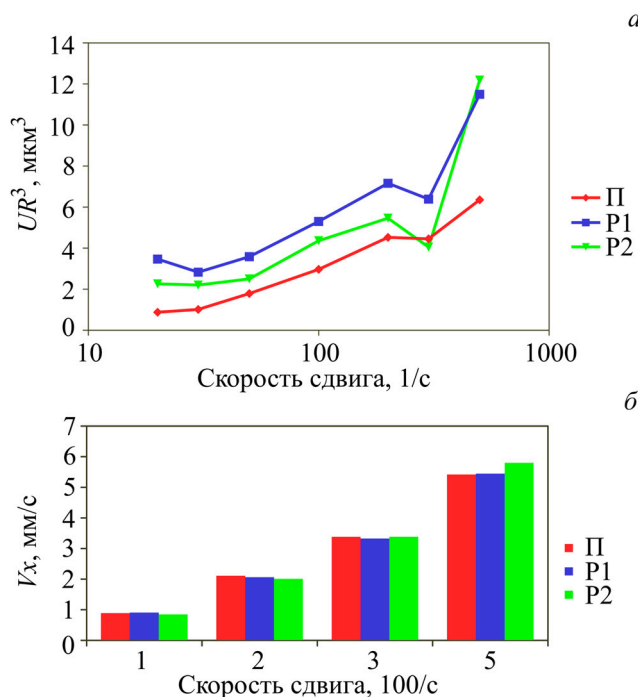


Рис. 4. а — Средняя скорость продольного движения эритроцита; б — коэффициент «скороподъемности» эритроцита  $UR^3$  от стенки в сдвиговом потоке вблизи плоской поверхности и микротекстурированных поверхностей 1 и 2 при различных скоростях сдвига

с плоской поверхностью, но меньше, чем для рельефа 1 (рис. 4, б). Таким образом, гидродинамические силы, вызывающие отталкивание эритроцита от стенки, увеличиваются при наличии микрорельефа на стенке.

Как показали результаты расчетов, наиболее выражен эффект микрорельефа, когда эритроцит находится в пределах расстояния в 4 мкм от вершины поверхностных цилиндрических выступов (10 мкм от самой нижней плоскости), что эквивалентно радиусу эритроцита. Подобное поведение вполне согласуется с известными наблюдениями за образованием обедненного эритроцитами пристеночного слоя. В этом заключается физическая причина эффекта Фареуса–Линдквиста [23–26], вызванного гидродинамическими подъемными силами, действующими на деформируемые эритроциты в потоке крови. При наличии микронеоднородности на поверхности поле скоростей изменяется и эритроциты взаимодействуют не только с плоской стенкой, но и с цилиндрическими выступами, что приводит к более сильному отталкиванию эритроцита и в среднем к большей вертикальной скорости при прочих равных условиях.

### Заключение

С помощью компьютерного моделирования в настоящей работе было показано, что микрорельеф, характерные линейные масштабы которого сопоставимы с размером эритроцита, может вызывать увеличение силы гидродинамического отталкивания

от стенки. При этом скорость движения эритроцита вдоль потока практически не зависит от рельефа. Это означает, что гидродинамическое взаимодействие со стенкой снижается до незначительного, когда эритроцит достигает середины расчетного объема по высоте, и дальнейшее движение клетки обуславливается исключительно скоростью сдвига и свойствами мембраны.

В связи с вышесказанным можно ожидать, что при использовании поверхностей с микрорельефом 1 или 2 в микрофлюидных камерах обедненный эритроцитами пристеночный слой окажется шире, чем для плоской поверхности.

Закономерным следующим шагом в исследовании было бы изучение течения плотной суспензии эритроцитов в канале с микрорельефной стенкой. Также значительный интерес будет представлять ситуация, когда вынуждающая сила направлена под произвольным углом к микрорельефу, так как в таком случае можно ожидать более сложное поведение эритроцита, вызванное отклонением линий тока жидкости вследствие анизотропии рельефа поверхности.

Полученные результаты могут быть применены для проектирования микрофлюидных устройств, предназначенных для работы с цельной кровью, для разделения суспензий, а также для разработки биосовместимых материалов на основе микрорельефных полимерных поверхностей.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант 16-31-60061-мол\_а\_дк) и Программы государственной поддержки молодых российских ученых (стипендия Президента РФ СП-2427.2015.4).

### Список литературы

1. Fedosov D.A., Pan W., Caswell B. et al. // Proc. Nat. Acad. Sci. 2011. **108**. P. 11772.
2. Meng E., Sheybani R. // Therapeutic Delivery. 2014. **5**. P. 1167.
3. Meng E., Hoang T. // Therapeutic Delivery. 2012. **3**. P. 1457.
4. Chung A.J., Kim D., Erickson D. // Lab on a Chip. 2008. **8**. P. 330.
5. Dimov I.K., Basabe-Desmots L., Garcia-Cordero J.L. // Lab on a Chip. 2011. **11**. P. 845.
6. Ryan W., Muthard R.W., Diamond S.L. // Lab on a Chip. 2013. **13**. P. 1883.
7. Zhou J., Ellis A.V., Voelcker N.H. // Electrophoresis. 2010. **31**. P. 2.
8. Tropmann A., Tanguy L., Koltay P. et al. // Langmuir. 2012. **28**. P. 8292.
9. Jan K.-M., Chien S. // J. Gen. Physiol. 1973. **6**. P. 638.
10. Donath E., Voigt A. // Biophys. J. 1986. **49**. P. 493.
11. Dunweg B., Ladd. A.J.C. // Adv. in Polymer Sci. 2009. **221**. P. 89.
12. Succi S. // The Lattice Boltzmann Equation for Fluid Dynamics and Beyond (Numerical Mathematics and Scientific Computation). Oxford University Press, USA, 2001.
13. Peskin C.S. // Acta Numer. 2002. **11**. P. 479.

14. Zhang J., Johnson P.C., Popel A.S. // Phys. Biol. 2007. **4**. P. 285.
15. Mountrakis L., Lorenz E., Malaspinas O. et al. // J. Comput. Sci. 2015. **9**. P. 45.
16. Dupin M. M., Halliday I., Care C.M. // Phys. Rev. E. 2007. **75**. P. 066707.
17. Cimrak I., Gusenbauer M., Schrefl T. // Computers and Mathematics with Applications. 2012. **64**. P. 278.
18. Dao M., Lim C.T., Suresh S. // J. Mech. Phys. Solids. 2003. **51**. P. 2259.
19. Mills J.P., Qie L., Dao M. et al. // Mol. Cell. Biomech. 2004. **1**. P. 169.
20. Fedosov D.A., Matti Peltomaki M., Gompper G. // Soft Matter. 2014. **10**. P. 4258.
21. Kruger T., Gross M., Raabe D., Varnik F. // Soft Matter. 2013. **9**. P. 9008.
22. Suresh S., Spatz J., Mills J.P. et al. // Acta Biomaterialia. 2005. **1**. P. 15.
23. Dupire J., Socol M., Viallat A. // Proc. Nat. Acad. Sci. USA. 2012. **109**. P. 20808.
24. Olla P. // Journal de Physique II. 1997. **7**. P. 1533.
25. Yazdani A.Z.K., Kalluri R.M., Bagchi P. // Phys. Rev. E. 2011. **83**. P. 046305.
26. Fahraeus R., Lindqvist T. // Amer. J. Physiol. 1931. **96**. P. 562.

### Hydrodynamic interaction of blood cells with micro-rough surfaces in a shear flow

**A. V. Belyaev**

*Department of Biophysics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University,  
Moscow 119991, Russia.  
E-mail: al\_belyaev@inbox.ru.*

In this paper, we address hydrodynamic interactions of individual red blood cells (erythrocytes) with micro-rough surfaces in a shear flow of a viscous fluid using computer simulations. We study the influence of the microrelief on the dynamics of cell movement. It has been shown that periodic microrelief with typical length scale comparable with the size of an erythrocyte may cause an increase of the repulsive hydrodynamic force directed outwards on the micro-rough wall. The results can be used in the design of microfluidic devices that are intended to operate with whole blood samples.

*Keywords:* blood, computer simulations, red blood cells, surfaces, hydrodynamic interactions.

*PACS:* 87.19.U-; 87.85.gj; 87.85.Tu; 47.63.-b; 81.65.Cf.

*Received 27 October 2016.*

English version: *Moscow University Physics Bulletin. 2017. 72, No. 5. Pp. 485–490.*

#### Сведения об авторе

Беляев Алексей Вячеславович — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; тел.: (495) 939-30-25, e-mail: al\_belyaev@inbox.ru.