

УДК (612.23 + 612.824): 51.001.57

© Ю. Я. Кисляков, Л. П. Кислякова

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ ТРАНСПОРТА O_2 В ЭРИТРОЦИТАХ И ПЛАЗМЕ КРОВИ В КАПИЛЛЯРЕ

Представлена математическая модель, имитирующая основные процессы, определяющие транспорт O_2 в микрососудах — диффузию O_2 в цитоплазме эритроцита и плазме крови в капилляре, диффузию оксигемоглобина в эритроците и кинетику его диссоциации. Решение системы дифференциальных уравнений, описывающих модель, осуществлялось на ЭВМ методом конечных разностей. Модель использована для анализа динамики процессов транспорта O_2 в цилиндрическом капилляре с учетом реальных изменений формы эритроцитов под действием гемодинамических факторов. На модели рассчитаны зависимости пространственных распределений напряжений O_2 в цитоплазме эритроцита и плазме крови в капилляре от формы, времени пребывания и скорости движения эритроцита в капилляре. Результаты моделирования служат теоретической основой для разработки требований к методам и техническим средствам исследования процессов транспорта O_2 в системе микроциркуляции.

ВВЕДЕНИЕ

Разработка аналитических методов и приборов для исследования процессов газообмена в системе микроциркуляции органов и тканей является определяющим фактором успешного развития ряда важных направлений современной физиологии и медицины. Это обусловлено тем, что одним из главных условий нормального функционирования большинства организмов является адекватное потребностям обеспечение клеток их органов и тканей энергией, получаемой внутриклеточными системами аэробного энергетического метаболизма в ходе реакций, идущих с участием кислорода [1]. Поэтому возникающий дефицит кислорода, например понижение его содержания в клетках коры головного мозга до критического уровня (1–3 мм Нг) в результате прекращения поступления с током крови, уже через 2–3 с приводит к потере сознания, а через несколько минут — к необратимому нарушению структуры и функции клеток вплоть до их гибели. Соответствие доставки кислорода к клеткам меняющейся во времени их потребности в нем обеспечивается главным образом эффективностью пространственной организации и функционирования транспортных систем микроциркуляторного уровня. В наибольшей степени она зависит от геометрии капилляров, размеров, формы и числа эритроцитов в единице объема крови, скорости движения эритроцитов и плазмы крови по микрососудам, скорости диффузии O_2 в ткани, статических и динамических показателей кислородсвязывающих свойств крови. В реальных условиях большинство этих параметров под влиянием разнообразных естественных, экстремальных и патологических факторов подвержены быстрым

изменениям, что отражается на обеспечении тканей кислородом. Достаточно отметить, что амплитуда колебаний скорости кровотока в микрососудах — одного из ведущих транспортных механизмов в системе микроциркуляции — варьирует в пределах 0,5–100 % от ее средних значений, а их период изменяется от долей секунды до нескольких секунд [2, 3]. Этот интервал времени сопоставим с продолжительностью процессов диссоциации оксигемоглобина (HbO_2) в клетках крови [4], являющейся важнейшей динамической характеристикой массопереноса кислорода в капиллярах, а также с длительностью процесса диффузии O_2 в межкапиллярном пространстве [5] и пребывания эритроцита в капилляре [6]. Поэтому изучение динамики транспорта O_2 в эритроцитах и плазме капилляров, выяснение ее значимости в процессах массопереноса O_2 в межкапиллярном пространстве тканей являются актуальной проблемой для физиологических и медицинских исследований, связанных с анализом механизмов обеспечения нормальной деятельности клеток, ее нарушений и коррекции. Однако проведение таких тончайших экспериментальных исследований сталкивается со значительными методическими трудностями, которые обусловлены сложностью пространственно-временной организации анализируемых процессов и отсутствием надежных теоретических представлений о транспорте O_2 в системе микроциркуляции.

Для решения этой проблемы предлагается использовать возможности методов математического моделирования, достоинства которых показаны, в частности, при исследовании условий транспорта O_2 в капиллярах в статике [7, 8, 9, 10]. Как правило, кровь в этих моделях представлена в виде

гомогенной среды, а ее кислородсвязывающие свойства описаны кислородной емкостью и кривыми диссоциации оксигемоглобина, что является достаточным для приближенной оценки процессов массопереноса в системе микроциркуляции. Более детальное исследование механизмов кислородного обеспечения тканей выполнено на моделях, имитирующих пространственное распределение O_2 в отдельных эритроцитах [11, 12]. Однако для анализа реальной динамической картины действия взаимосвязанных кислородтранспортных механизмов в микроучастках тканей такое приближение недостаточно. Поэтому для изучения динамики процессов транспорта кислорода была разработана модель ячейки капиллярной сети, учитывающая диффузию O_2 и кинетику диссоциации оксигемоглобина в эритроците дискоидальной формы [13]. Целью настоящей работы явилось дальнейшее совершенствование этой модели (позволяющее учитывать измерения таких важных факторов, влияющих на кислородтранспортные свойства крови, как форма эритроцита и диффузия оксигемоглобина в теле этой клетки) и ее применение для анализа динамики массопереноса O_2 в капиллярах.

ОПИСАНИЕ МОДЕЛИ

Анализируется транспорт O_2 в пространстве цилиндрического капилляра радиусом r_c , по которому на равном расстоянии l_c со скоростью v движутся эритроциты, одинаковых размеров и формы (рис. 1). Известно, что в зависимости от гемодинамических условий (скорости кровотока и вязкости плазмы) и механических свойств цитоплазмы и клеточной мембраны эритроцит может менять свою форму [12]. Учитывая наблюдаемые в экспериментах изменения формы клеток крови в капиллярах, в модели для малых величин v рассматриваются эритроциты обычной дискоидальной формы радиусом r_e и толщиной h_e (рис. 1, а), а для средних и больших v — клетки пулеобразной формы (рис. 1, б), имеющие равные объемы и площади поверхности. Поскольку в нормальных физиологических условиях расположение клеток и плазмы крови в капиллярах является регулярным, рассматривается перенос O_2 в некоторой ячейке, включающей сегмент капилляра, заполненный плазмой с эритроцитом в его центральной части. При этом считается, что эритроцит и окружающая его плазма движутся по капилляру с одинаковой скоростью.

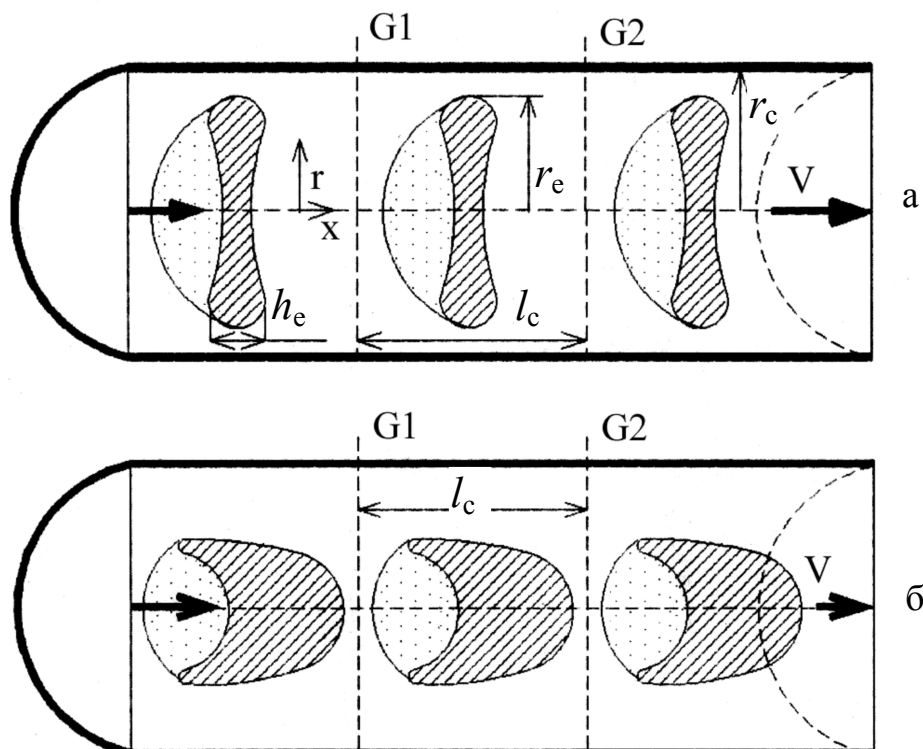


Рис. 1. Схематическое изображение ячейки в виде сегмента капилляра с эритроцитами диско- (а) и пулеобразной (б) формы

Эритроцит в модели представлен в виде трехкомпонентной среды — цитоплазмы, в которой O_2 находится в растворенном состоянии, гемоглобина и оксигемоглобина, в котором O_2 находится в связанном состоянии. Рассматривается сегмент капилляра, в котором кислород, растворенный во внутриклеточном пространстве и плазме крови, переносится путем диффузии по градиенту его концентраций. Поэтому изменение во времени t его парциального давления или напряжения (pO_2) в пространстве ячейки в радиальном (r) и осевом (X) направлениях $Up(r, x, t)$ описывается уравнением диффузии, которое в цилиндрических координатах имеет вид

$$\frac{\partial Up}{\partial t} = D_i \left(\frac{\partial^2 Up}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial Up}{\partial r} + \frac{\partial^2 Up}{\partial x^2} \right) + \frac{m}{\alpha_i},$$

где $\alpha_i(r, x)$ и $D_i(r, x)$ — коэффициенты растворимости и диффузии O_2 в плазме вне (α_p и D_p) и внутри (α_e и D_e) эритроцита, $m(r, x, t)$ — скорость поступления O_2 в плазму эритроцита в результате насыщения оксигемоглобина.

Считается, что m пропорционально градиенту парциального давления k , при котором осуществляется насыщение HbO_2 (Ug) и давления O_2 , растворенного в цитоплазме эритроцита (Ue) (которое равно Up в пределах границ эритроцита) [13]:

$$m = k[Ug(r, x, t) - Ue(r, x, t)].$$

Парциальное давление Ug зависит от количества O_2 , связанного гемоглобином, и определяется по кривой диссоциации оксигемоглобина [14]. В этом случае уравнение, описывающее изменение во времени концентрации O_2 , связанного гемоглобином ($Cg(r, x, t)$), в процессе насыщения и диффузии оксигемоглобина в эритроците по гра-

диенту его концентрации имеет вид

$$\frac{\partial Cg}{\partial t} = D_g \left(\frac{\partial^2 Cg}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial Cg}{\partial r} + \frac{\partial^2 Cg}{\partial x^2} \right) - \frac{m}{\alpha_i},$$

где $D_g(r, x)$ — коэффициент диффузии оксигемоглобина в цитоплазме эритроцита.

Парциальное давление O_2 на поверхности капилляра принимается постоянным и близким к его среднетканевым значениям в коре головного мозга — 20 мм Hg [15]. Считается, что на торцах ячейки, на ее левой (G_1) и правой (G_2) границах (рис. 1) ввиду равномерного распределения эритроцитов в капилляре градиенты напряжений O_2 в плазме крови в осевом направлении равны:

$$\frac{\partial Up}{\partial t} \Big|_{G_1} = \frac{\partial Up}{\partial r} \Big|_{G_2}.$$

Решение приведенной системы уравнений осуществлялось на ЭВМ численным методом конечных разностей. Для этого непрерывная область изменения независимых переменных (r, x, t) заменялась расчетной сеткой с равномерными шагами по этим переменным. В узлах сетки исходные дифференциальные уравнения аппроксимировались явными разностными уравнениями с точностью до второго порядка. При этом величины шагов сетки подбирались с учетом устойчивости линейной разностной задачи. Затем по начальным значениям искоемых переменных последовательно с заданным шагом по времени рассчитывались их текущие величины.

В начальный момент времени pO_2 в цитоплазме эритроцита и плазме крови равно его значениям в плазме артериальной крови — 94 мм Hg [16]. Максимальная внутриклеточная концентрация O_2 ,

Численные значения величин, принятые в модели [13]

α_p	Растворимость O_2 в плазме крови	$9,4 \cdot 10^{-10}$	мол/см ³ мм Hg
α_e	Растворимость O_2 в цитоплазме эритроцита	$1,56 \cdot 10^{-9}$	мол/см ³ мм Hg
D_p	Коэффициент диффузии O_2 в плазме крови	$1,65 \cdot 10^{-5}$	см ² /с
D_e	Коэффициент диффузии O_2 в цитоплазме эритроцита*	$9,5 \cdot 10^{-6}$	см ² /с
D_g	Коэффициент диффузии HbO_2 в эритроците**	$7,04 \cdot 10^{-7}$	см ² /с
k	Коэффициент, характеризующий кинетику дезоксигенации HbO_2	0,005	см ³ O_2 /см ³ с мм Hg
r_e	Радиус эритроцита	4,2	мкм
h_e	Толщина эритроцита	2,0	мкм
r_c	Радиус капилляра	10	мкм
l_c	Длина сегмента капилляра	10	мкм

* — по данным [9], ** — по данным [19].

связанного гемоглобином, исходя из средней величины гематокрита 40 % и кислородной емкости крови $0,2 \text{ (мл } O_2\text{)/(мл крови)}$ [17], считается равной $0,5 \text{ мл } O_2/\text{см}^3$. При $pO_2 = 94 \text{ мм Hg}$, согласно расчетам по кривой диссоциации оксигемоглобина [14], $Cg = 0,47 \text{ мл } O_2/\text{см}^3$. Шаг сетки в осевом и радиальном направлениях составлял $0,5 \text{ мкм}$, а шаг по времени — $0,00001 \text{ с}$, что обеспечивало приемлемые точность и продолжительность расчетов. Численные значения коэффициентов, принятые в модели, представлены в таблице.

РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

На модели было рассчитано изменение во времени основных параметров, характеризующих условия транспорта O_2 в микрососудах: распределения напряжений O_2 в цитоплазме эритроцита (Ue) и плазме крови в капилляре (Up), а также парциального давления O_2 , при котором осуществляется насыщение HbO_2 (Ug) и концентрации O_2 , связанного гемоглобином (Cg), в эритроците при его

движении по капилляру от артериального конца к венозному. Полученные данные показали, что в артериальной части капилляра уже в начальный момент насыщения оксигемоглобина (через $0,006 \text{ с}$ нахождения дискоидального эритроцита в капилляре) в плазме крови устанавливается неравномерное распределение pO_2 (рис. 2, а). Его наибольшие значения $55,5 \text{ мм Hg}$ отмечаются в центральной части ячейки, в месте нахождения эритроцита. Уровень pO_2 плавно уменьшается в осевом и радиальном направлениях, достигая на левой и правой границах ячейки 44 , а вблизи поверхности капилляра $23\text{--}25 \text{ мм Hg}$. Характер распределения pO_2 в плазме крови в капилляре в определенной степени зависит от формы эритроцита. Так, в центре ячейки с эритроцитом дискоидальной формы область с повышенным pO_2 в плазме крови вытянута в радиальном направлении. В отличие от этого в ячейке с пулеобразным эритроцитом область с повышенным pO_2 вытянута в осевом направлении (рис. 2, б). Кроме того, максимальные значения pO_2 в центральной части ячейки с пулеобразным эритроцитом и на ее торцах примерно на 10%

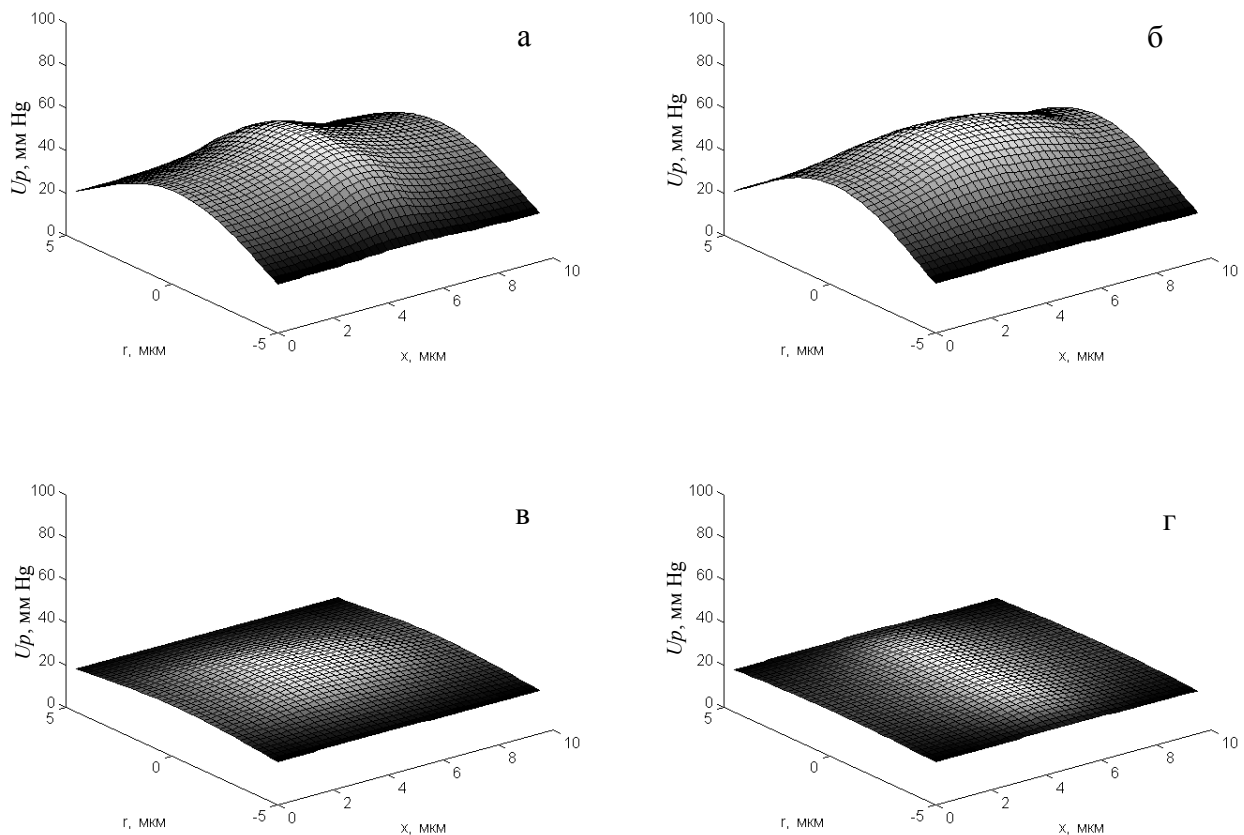


Рис. 2. Распределение pO_2 во вне- и внутриклеточной плазме крови в сегменте капилляра дискообразной (а, в) и пулеобразной (б, г) форм в артериальной (а, б) и венозной (в, г) частях капилляра

выше, чем в ячейке с дискоидальным эритроцитом. Некоторые отличия имеют и градиенты pO_2 в радиальном направлении вблизи поверхности капилляра. В центральной части ячейки с эритроцитом дискоидальной формы они примерно на 30% выше, а на торцах (G1 и G2) на 10% ниже, чем в ячейке с эритроцитом пулеобразной формы. Из этих данных следует, что эритроцит дискоидальной формы при прохождении по капилляру отдает значительное количество O_2 в окружающее пространство в узкой зоне, прилегающей к его поверхности и приближенной к поверхности капилляра. В то же время в случае перемещения по капилляру эритроцита пулеобразной формы отдача O_2 эритроцитом в окружающее пространство осуществляется более равномерно по всей поверхности капилляра.

Через 0,6 с пребывания эритроцита в капилляре (что соответствует его нахождению в венозной части микрососуда) уровни pO_2 в плазме крови резко уменьшаются (рис. 2, в, г). Так, наибольшие значения pO_2 в центре дискоидального эритроцита составляют 25,8, а пулеобразного — 28,9 мм Hg. На оси торцевых плоскостей (G1 и G2) капилляра они равны 21,7 и 23,9 мм Hg соответственно. При

этом отмечается сходство общей картины распределения уровней pO_2 в плазме крови на артериальном и венозном участках капилляра.

Отмеченные профили распределения pO_2 в пространстве капиллярной ячейки во многом определяются особенностями распределения pO_2 в цитоплазме эритроцита. Согласно полученным данным, в артериальной части капилляра в начальный момент насыщения оксигемоглобина в эритроците дискоидальной формы уровень pO_2 в его цитоплазме в радиальном направлении уменьшается на 18,7 мм Hg — от 55,5 в центре до 36,8 мм Hg на поверхности клетки (рис. 3, а). В отличие от этого в цитоплазме эритроцита пулеобразной формы, находящегося в артериальной части капилляра, отмечены менее выраженные изменения pO_2 — от 59,9 мм Hg в центре до 48,0 мм Hg на его поверхности (рис. 3, б). Тем не менее при нахождении эритроцита в венозной части капилляра независимо от формы клетки в ее цитоплазме устанавливается более равномерное распределение pO_2 . Так, в эритроците дискоидальной формы pO_2 в цитоплазме в радиальном направлении уменьшается на 2,5 мм Hg — от 25,8 в его центральной части до 23,3 мм Hg на его

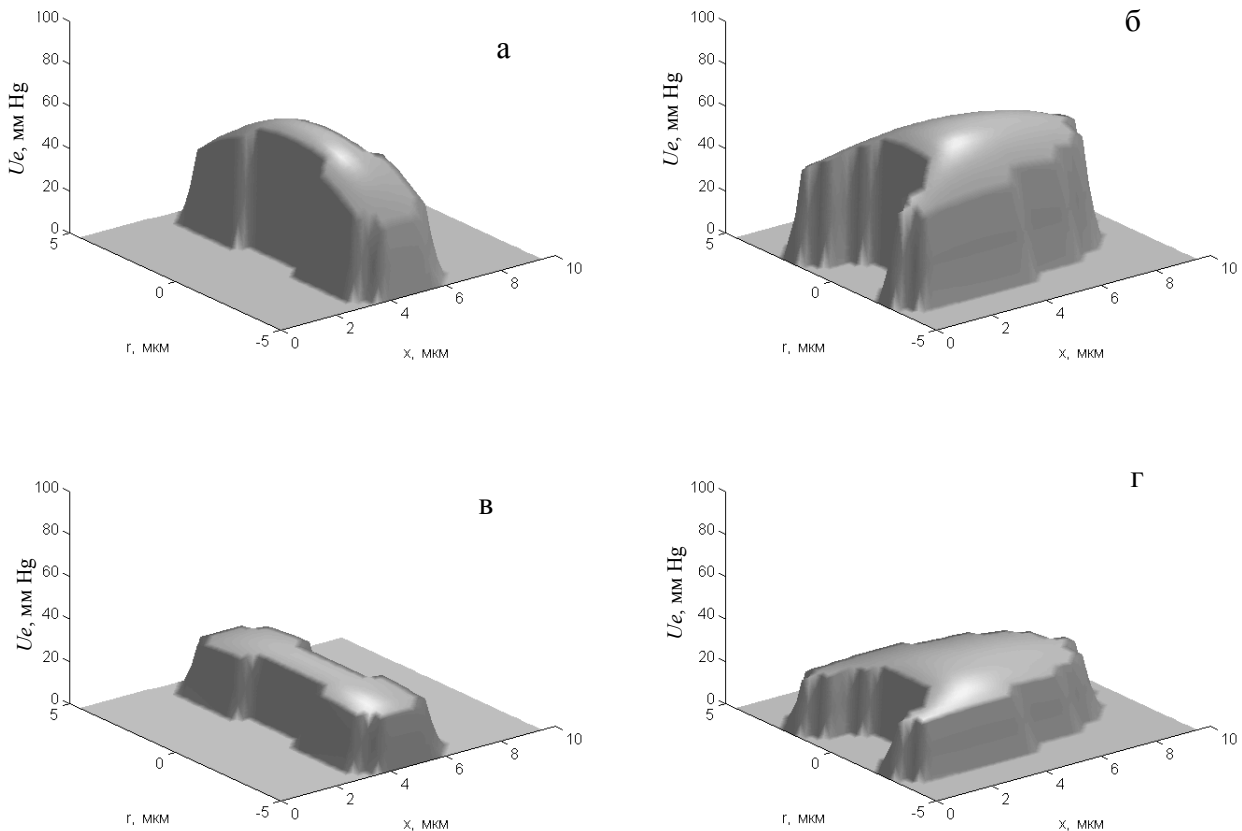


Рис. 3. Распределение pO_2 вблизи наружной поверхности и в цитоплазме эритроцита дискообразной (а, в) и пулеобразной (б, г) форм в артериальной (а, б) и венозной (в, г) частях капилляра

поверхности (рис. 3, в). В эритроците пулеобразной формы, аналогично, pO_2 в радиальном направлении уменьшается на 2,9 мм Hg — от 28,9 в центральной части до 26,0 мм Hg на поверхности клетки (рис. 3, г).

В отличие от распределения pO_2 в цитоплазме распределение концентрации O_2 , связанного гемоглобином (Cg), и парциального давления насыщения оксигемоглобина (Ug) в эритроците остаются практически постоянными. Для эритроцита дискоидальной формы на артериальном участке капилляра в начальный момент его насыщения (через 0,006 с) градиенты Cg и Ug в радиальном направлении от центра эритроцита к его поверхности составляют соответственно 0,0005 мл O_2 /мл и 0,55 мм Hg (рис. 4, а, б), а на венозном конце капилляра (через 0,6 с) — 0,0002 мл O_2 /мл и 0,02 мм Hg (рис. 4, в, г). Еще меньшие (в 2–3 раза) градиенты этих показателей наблюдаются в эритроцитах пулеобразной формы. Однако уровни данных показателей существенно зависят от времени пребывания эритроцита в капилляре. При этом наи-

большие изменения основных параметров, характеризующих транспорт O_2 в капилляре (Cg , Ug , Ue), отмечаются в первые доли секунды нахождения эритроцита в капилляре. Так, через 0,1 с после начала насыщения оксигемоглобина Cg в эритроците пулеобразной формы уменьшается от 0,47 до 0,44 мл O_2 /см³, Ug — от 94 до 72,1 мм Hg, а Ue — от 94 до 31,7 мм Hg. В дальнейшем наблюдается плавное уменьшение этих показателей по мере увеличения времени пребывания эритроцита в капилляре. Сходная картина наблюдается и в сегменте капилляра с эритроцитом дискообразной формы.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Динамические характеристики транспорта O_2 в крови, движущейся по капилляру, исследовали с помощью математической модели, которая по сравнению с существующими имеет ряд принципиальных особенностей, позволяющих более детально имитировать реальную ситуацию. Так, во-

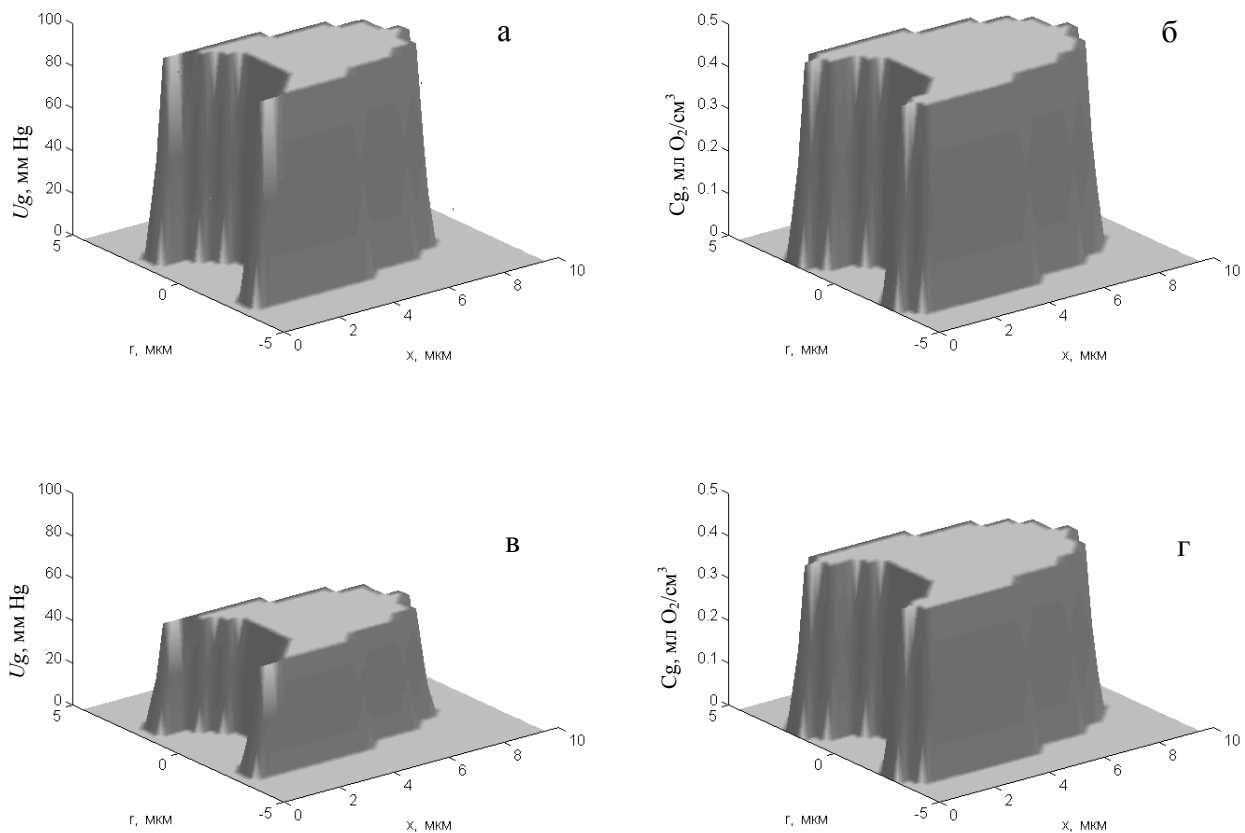


Рис. 4. Распределение парциального давления насыщения HbO_2 (а, в) и концентрации O_2 , связанного гемоглобином (б, г), в эритроците пулеобразной формы в артериальной (а, б) и венозной (в, г) частях капилляра

первых, эритроцит в ней имеет форму, которую он обычно принимает при движении по капилляру. Во-вторых, рассматриваются процессы внутриклеточной диффузии кислорода, находящегося в растворенном и связанном оксигемоглобином состояниях. В-третьих, учтена кинетика насыщения оксигемоглобина, которая через параметры кривой диссоциации HbO_2 связана с кислородсвязывающими свойствами крови. Последнее важное допущение использовалось ранее при моделировании статического распределения O_2 в эритроцитах [11]. Однако в этой модели статического распределения кислорода в отличие от настоящей модели и ее аналога [13] для характеристики кинетики насыщения HbO_2 вводилось сложное аналитическое выражение идеализированной кривой Хилла, что ограничивало возможности применения модели для имитации многих реальных ситуаций, связанных с изменением формы кривой диссоциации и концентрации CO_2 в крови. Исследования, выполненные на предлагаемой модели, позволили установить ряд новых принципиальных фактов, касающихся закономерностей динамики транспорта O_2 в системе микроциркуляции.

В результате выполненных расчетов удалось показать, что парциальное давление O_2 во вне- и внутриклеточном пространстве крови, движущейся по капилляру, распределено неравномерно: его наибольшие градиенты наблюдаются вблизи поверхности эритроцита. В капиллярной ячейке с эритроцитом дискоидальной формы они примерно в 1,5 раза больше, чем в ячейке с пулеобразным эритроцитом, в которой массоперенос O_2 из капилляра в окружающее пространство осуществляется более равномерно. Из этого следует, что изменения геометрической формы эритроцита под действием механических сил при движении по капилляру не только уменьшают энергозатраты на его перемещение, но и способствуют формированию равномерного стабильного поля напряжений O_2 в тканях, что имеет важное значение для адекватного потребностям обеспечения кислородом клеток с интенсивным его потреблением [15].

Существенную роль в формировании такого поля pO_2 играют кислородсвязывающие свойства крови. Расчеты свидетельствуют, что в цитоплазме эритроцита вблизи его поверхности pO_2 значительно ниже, чем в его центральной части (рис. 3). Это объясняется особенностью условий диффузии O_2 из концентрированного его источника, каким является эритроцит, в окружающую его плазму крови. Однако в отличие от pO_2 в цитоплазме уровни парциальных давлений O_2 , при которых осуществляется диссоциация HbO_2 , и концентраций связанного гемоглобином кислорода в эритроците (которые характеризуют запасы O_2 в клетках крови и их способность отдавать его в окружающее пространство) в центральных и перифе-

рических областях эритроцита распределены относительно равномерно. Они отличаются лишь на доли процента, что объясняется высокой скоростью диффузии HbO_2 в теле эритроцита, создающей условия для «облегченной диффузии O_2 » [19]. За счет этого внутри эритроцита создаются достаточно высокие градиенты парциального давления в цитоплазме и давления насыщения HbO_2 , что способствует стабилизации скорости отдачи им O_2 в течение нескольких секунд нахождения эритроцитарной клетки в капилляре (рис. 4).

Таким образом, проведенные исследования позволили оценить особенности динамики транспорта O_2 в капилляре. Они показывают, что изменение формы эритроцита при движении его по капилляру, как и кинетические свойства процесса диссоциации оксигемоглобина и его диффузионные свойства играют важную роль в формировании стабильного и равномерного поля напряжений кислорода в тканях при постоянном кровотоке и его быстрых колебаниях. Кроме того, полученные результаты свидетельствуют о том, что в процессе движения эритроцита по капилляру осуществляются сложные взаимосвязанные процессы изменения концентраций и парциальных давлений насыщения оксигемоглобина. Временные характеристики этих процессов значительно отличаются от характеристик изменения парциальных давлений во внеклеточном пространстве крови. Все эти обстоятельства важно учитывать при разработке технических требований к методам и техническим системам исследования процессов транспорта O_2 в системе микроциркуляции.

Автор выражает благодарность Горбенко О.М. за помощь в подготовке иллюстраций.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Wilson D.F., Erecinska M., Drovn C.* // Arch. Biochem. Biophys. 1979. V. 153, N 2. P. 485–493.
2. *Gaetgens P.A.L.* // Pflug. Arch. 1970. V. 316, N 2. P. 140–151.
3. *Кисляков Ю.Я., Левкович Ю.И., Шумилова Т.Е.* // Физиол. журн. СССР. 1984. Т. 70, № 5. С. 673–679.
4. *Moschizuki M.* // Jap. J. Physiol. 1966. V. 16, N 6. P. 649–657.
5. *Кисляков Ю.Я.* // Биофизика. 1976. Т. 21, № 2. С. 357–361.
6. *Klitzman B., Johnson P.C.* // Am. J. Physiol. 1982. V. 242, N 2. P. H211–H219.
7. *Krogh A.* // J. Physiol. 1919. V. 52, N 6. P. 391–408.
8. *Thews G.* // Pflug. Arch. 1960. V. 271, N 2. P. 197–226.
9. *Grunewald W.* // Pflug. Arch. 1969. V. 309, N 3. P. 266–284.

10. *Кисляков Ю.Я.* // Биофизика. 1973. Т. 18, № 1. С. 98–104.
11. *Clark A., Federspiel W.J., Clark P.A.A.* // Biophys. J. 1985. V. 47, N 2. P. 171–181.
12. *Кисляков Ю.Я.* // Физиол. журн. СССР. 1987. Т. 73, № 5. С. 569–578.
13. *Кисляков Ю.Я.* // Биофизика 1996. Т. 41, № 3. С. 681–685.
14. *Кисляков Ю.Я.* Математическое моделирование кровообращения и газообмена в мозгу. Л.: Наука, 1975. 130 с.
15. *Lubbers D.W.* // Adv. Physiol. Sci. 1981. V. 25, P. 3–11.
16. *Gleichmann U., Ingyar D.H., Lubbers D.W.* // Acta Physiol. Scand. 1962. V. 55, N 2–3. P. 127–138.
17. *Roughton F.J.W.* // Handbook of physiology. Sect. 3. I. Respiration. Washington: Waverly Press, Inc., 1964. P. 767–825.
18. *Honig C.R., Feldstein M.L., Frierson J.L.* // Am. J. Physiol. 1977. V. 233, N 1. P. H122–H129.
19. *Riveros-Moreno V., Wittenberg J.B.* // J. Biol. Chem. V. 247, N 3. P. 895–901.

*Институт аналитического приборостроения РАН,
Санкт-Петербург*

Материал поступил в редакцию 01.02.99.

SIMULATION OF THE O₂ DYNAMIC TRANSPORT IN THE ERYTHROCYTES AND BLOOD PLASMA IN CAPILLARY

Yu. Ya. Kislyakov, L. P. Kislyakova

Institute for Analytical Instrumentation RAS, Saint-Petersburg

A model of diffusive O₂ transport in erythrocyte and surrounding plasma is suggested which allows for the calculation of pO₂ distribution in a 3-dimensional capillary region. The dynamics of O₂ diffusion inside and outside erythrocyte and reaction kinetics of red blood cells are considered. The finite differential method is used to obtain pO₂ profiles as a solution of the differential equations. The resulting pO₂ profiles exhibit large perioxymoglobin and small plasma pO₂ gradients. Such O₂ transport peculiarity in capillary creates optimal conditions for O₂ supply of tissues.