

ВЛИЯНИЕ pH НА ПОВЕРХНОСТНОЕ НАТЯЖЕНИЕ ВЗВЕСИ ЭРИТРОЦИТОВ

Павел Валентинович МОКРУШНИКОВ

НИИ биохимии СО РАМН

630117, г. Новосибирск, ул. Тимакова, 2

Экспериментально изучена зависимость поверхностного натяжения взвеси эритроцитов крыс от pH взвеси, $\alpha(\text{pH})$. Установлено, что функция $\alpha(\text{pH})$ имеет максимум в районе pH 7,35. Приведен термодинамический расчет функции $\alpha(\text{pH})$. Обсуждается возможность диагностики реологических нарушений крови методом измерений и анализа $\alpha(\text{pH})$ взвеси эритроцитов.

Ключевые слова: эритроциты, поверхностное натяжение, биомембраны.

Поверхностное натяжение мембран эритроцитов и их взвесей является одним из важнейших элементов, определяющих реологические свойства крови. Прежде всего, оно отражается на ее вязкости [1]. В эритроцитарных мембранах, состоящих из фосфолипидного бислоя, в который встроены молекулы белков и холестерина, основными силами, влияющими на поверхностное натяжение мембран, являются электростатические и гидрофобные взаимодействия между молекулами. Они же определяют взаимодействие эритроцитов с окружающей их средой [2]. Изменение структуры клеточных мембран влияет на эти взаимодействия и отражается на поверхностном натяжении взвеси эритроцитов. Структурные изменения эритроцитарных мембран обнаружены при многих патологических состояниях: при болезни Альцгеймера [3], персистирующих вирусных инфекциях [4], при сахарном диабете, сопровождающимся сосудистыми осложнениями [5], а также при физиологическом старении [3]. Это, безусловно, нарушает гемодинамику в капиллярном русле и может привести к стазу с последующим развитием ишемии органов. Если патологические процессы сопровождаются изменением температуры и pH крови, то это еще больше может отразиться на величине поверхностного натяжения и вязкости крови. Установлено, например, что для больных ишемической болезнью сердца один из пиков зависимости вязкости взвеси эритроцитов от температуры смещен в область низких температур по сравнению с положением аналогичного пика для эритроцитов здорового человека [6]. Похожие эффекты обнаружены для больных рассеянным склерозом, хроническим алкоголизмом [7, 8]. Изучение изменения реологических свойств крови при патологических состояниях актуально и с точки зрения разработки новых методов диагностики крови, например, с помощью микрочипов [9].

Целью работы является экспериментальное исследование зависимости поверхностного натяжения взвеси эритроцитов крыс от pH буфера, $\alpha(\text{pH})$ и термодинамический расчет функции $\alpha(\text{pH})$.

Материал и методы

Эритроциты выделяли из крови крыс самцов линии Wistar. Экспериментальные исследования на животных проводили в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экспериментальных животных», утвержденных приказом МЗ СССР от 12.08.1977 № 755. Для получения взвеси эритроцитов использовали изотонический фосфатный буфер с разным pH. Для этого смешивали одну часть водного раствора KH_2PO_4 с концентрацией $C_0 = 0,18 \text{ М}$ и m частей водного раствора NaH_2PO_4 с концентрацией $C_0 = 0,18 \text{ М}$. К 4 мл крови добавляли 150 мл буфера при температуре 4°C ($277,1 \text{ К}$). Весь процесс выделения эритроцитов проводили в холодной комнате. После центрифугирования в течение 10 минут с угловой скоростью 105 рад/с и перегрузкой 330 g надосадочную жидкость убирали автоматической пипеткой, цикл повторяли еще два раза. С помощью камеры Горяева измеряли концентрацию эритроцитов во взвеси. От одной крысы готовили взвесь с концентрацией эритроцитов $1 \cdot 10^{16}$ клеток/мл, разливали порциями по 200 мкл в одинаковые стеклянные пробирки. Набор пробирок ставили в водный термостат с температурой $T_0 = 33,2^\circ\text{C}$ ($306,3 \text{ К}$). После десятиминутной выдержки в каждую пробирку вертикально опускали калиброванный капилляр (пипетку Сали) с диаметром $250 \text{ мкм} \leq d \leq 300 \text{ мкм}$. Каждая пипетка была предварительно откалибрована на дистиллированной воде. Измеряли высоту поднятия взвеси в капилляре. Результат представлен на рис. 1 в виде $\alpha = (Z/Z_+) \cdot \alpha_0$, где α , α_0 — коэффициенты поверхностного натяжения взвеси эритроцитов и воды соответственно, Z , Z_+ — высота подъема взвеси эритроцитов и воды в капилляре соответственно. При расчетах брали табличное значение $\alpha_0 = 70,1 \text{ мН/м}$.

Результаты

На рис. 1 приведены экспериментальные величины $\alpha(\text{pH})$ и теоретические значения, полученные из термодинамической модели, описанной ниже.

Мокрушников П.В. — к.ф.-м.н., старш.н.с. лаборатории молекулярной биологии, e-mail: pwm64@ngs.ru

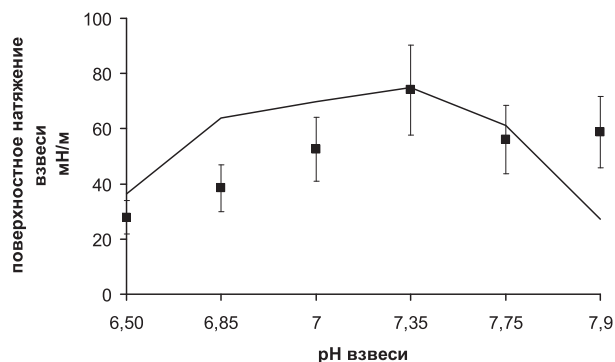


Рис. 1. Поверхностное натяжение взвеси эритроцитов α в зависимости от pH при температуре $T = 306,3$ К. ■ — экспериментальные значения, сплошная линия — теоретическая кривая, рассчитанная по (III.7).

При расчете теоретических кривых концентрация эритроцитов $N_+ = 10^{16}$ клеток/ m^3 , $L = 4 \cdot 10^{-6}$ м, $\varepsilon = 81$, $h = 10,5 \cdot 10^{-9}$ м, $\alpha_- = 3$ мН/м.

Основную погрешность в измерениях поверхностного натяжения $\alpha(pH)$ вносило изменение сцепления взвеси со стенкой капилляра. Это происходило, как мы полагаем, из-за адгезии холестерина на стенке капилляра. После нескольких экспериментов капилляр выходил из строя. Были проведены эксперименты с пятью разными крышками. По распределению Стьюдента вычислена расширенная неопределенность (23 %) при доверительной вероятности 95 %, число измерений — 5.

Термодинамическое обоснование экспериментальной зависимости

При увеличении pH (выше изоэлектрической точки) поверхностная плотность зарядов на мембране эритроцита σ возрастает. Силы электростатического отталкивания клеток от соседних эритроцитов в поверхностном слое увеличиваются, что ведет к уменьшению коэффициента поверхностного натяжения взвеси. При этом молекулы воды поверхностного слоя, заключенные между эритроцитами, препятствуют раздвижению эритроцитов из-за увеличения сил Лондона — Ван-дер-Ваальса между ними и зарядами на биомембранах, что ведет к повышению коэффициента поверхностного натяжения взвеси. Совместное действие этих двух эффектов обуславливает куполообразный вид функции поверхностного натяжения $\alpha(pH)$ (рис. 1).

Рассмотрим плоскую границу между взвесью эритроцитов и газом. Эритроциты «разрыхляют» поверхностный слой воды и уменьшают поверхностное натяжение взвеси α по сравнению с поверхностным натяжением α_0 воды:

$$\alpha = \alpha_0 - aN_-^{2/3} + \alpha_2, \quad (1)$$

где N_- — объемная концентрация эритроцитов в поверхностном слое взвеси (вывод зависимости (1) дан в Приложении I и ниже).

При выводе полагаем, что поверхностное натяжение буфера равно поверхностному натяжению воды. Добавка $aN_-^{2/3}$ дает уменьшение поверхностного натяжения взвеси, создаваемое эритроцитами с нулевой плотностью электрического заряда на мембране. Добавка α_2 появляется из-за наличия отрицательного заряда на мембране эритроцита при щелочном pH выше изоэлектрической точки.

Следуя [10], вычислим α_2 следующим образом. Пусть система из взвеси эритроцитов и газа, имеющая плоскую границу раздела площадью A , заключена в сосуд, имеющий форму прямоугольного параллелепипеда, одно ребро которого направлено по нормали к границе раздела (рис. 2). Считаем, что газ не оказывает влияния на поверхностное натяжение границы. Представим себе, что площадь границы A увеличилась на величину dA посредством изотермического смещения боковых стенок. Система находится в гидростатическом равновесии при постоянном давлении. Далее сдвинем верхнюю и нижнюю крышки сосуда таким образом, чтобы вернуть ее к первоначальному объему. Система совершила работу dW , чтобы вызвать увеличение площади границы на dA . Поверхностное натяжение α взвеси эритроцитов равно:

$$\alpha = -\frac{dW}{dA}, \quad (2)$$

Считаем, что эритроциты располагаются плоскими горизонтальными слоями, в каждом слое эритроциты находятся на одинаковом расстоянии

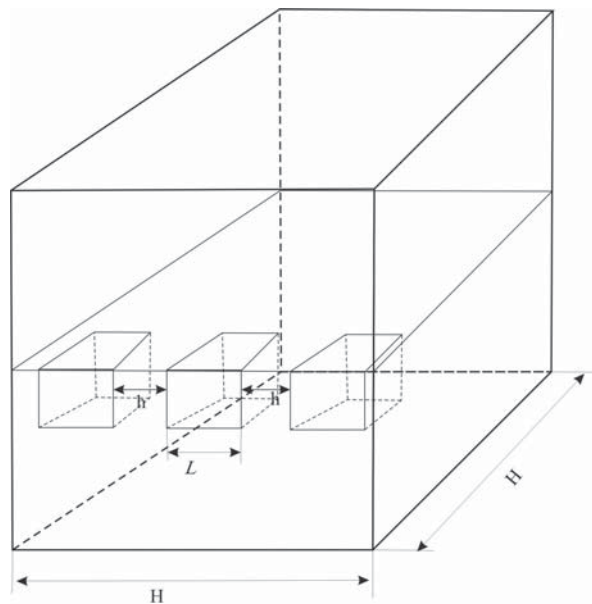


Рис. 2. Сосуд со взвесью эритроцитов. Площадь сечения сосуда $A = H \times H$. Эритроциты (кубики размером $L \times L \times L$) размещаются горизонтальными слоями. h — расстояние между эритроцитами. Чтобы не загромождать рисунок, показано всего три эритроцита.

друг от друга, каждый слой — на одинаковом расстоянии от соседних слоев. Объемная концентрация эритроцитов в поверхностном слое N_- больше, чем объемная концентрация в глубине N_+ из-за разной энергии притяжения эритроцита от соседних эритроцитов в поверхностном слое U_- и в глубине взвеси U_+ (вывод в Приложении II). По формуле Больцмана получим:

$$N_- = N_+ \cdot \exp\left(\frac{V_+ - V_-}{kT}\right), \quad (3)$$

где k — постоянная Больцмана.

При изменении площади границы раздела на dA , описанном выше, работа поверхностного слоя взвеси и работа аналогичного внутреннего слоя будут разными из-за различия N_- и N_+ . Их разность dW представляется в виде работы силы поверхностного натяжения в (2). В Приложении III эти вычисления проделаны и получено выражение для α :

$$\alpha = \alpha_0 - aN_-^{2/3} - b|\sigma|^3 + f|\sigma|^2, \quad (4)$$

где σ — поверхностная плотность электрического заряда на мембране эритроцита, a , b , f — функции, не зависящие от σ .

В изоэлектрической точке (рН 5,8) $\sigma = 0$. Считаем, что при увеличении рН σ возрастает нелинейно, так что функцию $\sigma(\text{pH})$ можно представить как:

$$\sigma = \frac{\sigma_0}{3,375} \cdot (\text{pH} - 5,8)^4, \quad (5)$$

где σ_0 — поверхностная плотность электрического заряда на мембране эритроцита при рН = 7,3.

Подставив (5) в (4), получим формулу, описывающую экспериментальные результаты на **рис. 1**. Теоретическая кривая построена при $\sigma = 3,3 \cdot 10^{-2}$ Кл/м², $h = 10,5$ нм, $\langle p \rangle = 0,32|\bar{p}|$.

Обсуждение

Из анализа приведенной ниже формулы (III.7) видно, что положение максимума функции поверхностного натяжения зависит от σ . Для некоторых патологий (при болезни Альцгеймера, персистирующих вирусных инфекциях, сахарном диабете), а также для физиологического старения характерно изменение поверхностной плотности зарядов σ и их распределения по сравнению с нормой из-за изменения белково-липидного состава мембран. Будут другими кулоновские силы и силы Лондона — Ван-дер-Ваальса, действующие между эритроцитами. Тогда максимум $\alpha(\text{pH})$ также изменит свое положение относительно нормы. Отклонение положения максимума $\alpha(\text{pH})$ будет показывать отклонение поверхностной плотности зарядов σ и их распределения на мембране от нормы. На этом эффекте можно построить диагностику патологических состояний.

Представленная модель не учитывает индукционные и дисперсионные взаимодействия. Индукционное взаимодействие примерно на порядок ниже кулон-дипольного взаимодействия, а дисперсионное взаимодействие не зависит от электрического заряда.

Вопрос вызывает и очень маленькое расстояние h между эритроцитами при расчете теоретических кривых на **рис. 1**. По литературным данным [11], эритроциты могут сближаться на расстояние до 16 нм. При расчетах по (III.7) для согласования с экспериментальными данными необходимо брать расстояние $h = 10,5$ нм. Это можно объяснить грубостью модели, в которой предполагается, что заряды расположены строго в одной плоскости, на поверхности биомембраны. Между тем в реальных эритроцитах мембрана не является плоской, двумерной структурой, и заряды на карбоксильных и амидных группах белков могут располагаться и снаружи липидного бислоя, более близко к соседней мембране.

Заключение

Экспериментально измерено поверхностное натяжение взвеси эритроцитов крыс α в изотоническом буфере в зависимости от рН в диапазоне $6,5 \leq \text{pH} \leq 7,9$. Установлено, что функция $\alpha(\text{pH})$ имеет максимум при рН 7,35. Коэффициент поверхностного натяжения быстро снижается по обе стороны от максимума. Это говорит о том, что на поверхностное натяжение взвеси эритроцитов влияет в равной степени сдвиг как в кислотную, так и основную область среды. Принимая во внимание, что физиологические колебания рН могут быть значительными (в пределах 1,0–1,5 ед.), вклад поверхностного натяжения в изменение реологических свойств крови может быть также значительным. Дан термодинамический расчет (обоснование) функции $\alpha(\text{pH})$. Показано достаточно хорошее соответствие экспериментальных и теоретических кривых $\alpha(\text{pH})$. Метод определения зависимости $\alpha(\text{pH})$ может использоваться в качестве дополнительного теста для оценки реологических свойств крови при ряде патологических состояний.

Приложение I

Вычислим поверхностное натяжение электронейтральной взвеси (поверхностная плотность электрического заряда на мембране эритроцита $\sigma = 0$). Эритроцит представляем в виде кубика с ребрами $L \times L \times L$. Разобьем плоскую границу «взвесь — газ» на ячейки (**рис. 2**), в центре каждой из которых находится всплывший на поверхность взвеси эритроцит со стороной размером $L \times L$. Пусть вся площадь плоской границы A , тогда число ячеек $A \cdot aN_-^{2/3}$. При изотермическом обратимом растяжении плоской границы на dA работа мембран $A \cdot aN_-^{2/3}$ эритроцитов, всплывших на

плоскую границу раздела, равна C , где α_- – поверхностное натяжение мембраны эритроцита. Работа водной части плоской границы:

$$\left(1 - L^2 \cdot N_-^{2/3}\right) \cdot \alpha_0 \cdot dA,$$

где α_0 – поверхностное натяжение воды.

Складываем эти работы и по (2) находим:

$$\alpha = \alpha_0 - aN_-^{2/3}, \quad (\text{I.1})$$

где $a = L^2(\alpha_0 - \alpha_-)$.

Приложение II

Пользуясь теорией Дерягина – Ландау – Фервея – Овербека, найдем энергии электростатического отталкивания эритроцита от соседних эритроцитов в поверхностном слое U_- и в глубине взвеси U_+ . Рассмотрим две параллельные одинаково заряженные элементарные площадки единичной площади на поверхности мембран соседних эритроцитов, между которыми располагается слой буфера толщиной h . Ось X декартовой системы координат направим к противоположной площадке, за $x = 0$ возьмем плоскость площадки (рис. 3). Считаем, что по другим координатам параметры системы не меняются. Электростатическое поле симметрично относительно плоскости $X = h/2$. В приближении слабых полей на поверхности площадки из уравнения Гуи – Чэпмена получаем значение электрического потенциала:

$$\varphi(x=0) = \left(\frac{(m+1) \cdot RT}{2(3m+1)\epsilon\epsilon_0 \cdot C_0 \cdot F_0^2} \right)^{1/2} \cdot \sigma(0),$$

где R – газовая постоянная, T – абсолютная температура, F_0 – число Фарадея, ϵ_0 – электрическая постоянная, ϵ – абсолютная диэлектрическая постоянная воды, m – число частей водного раствора Na_2HPO_4 .

Буфер считаем несимметричным электролитом. Концентрацию анионов и катионов вычисляли с помощью уравнения Хендерсона – Хассельбаха для фосфатного буфера. Подставляем выражение для электрического потенциала в слое буфера при $x = h$ в приближении Дебая от одной площадки (второй как бы нет):

$$\varphi_1(x) = \varphi(0) \cdot \exp(-\chi \cdot h),$$

$$\text{где } \chi = \left(\frac{2(3m+1)C_0 \cdot F_0^2}{(m+1)\epsilon\epsilon_0 RT} \right)^{1/2}, \quad (\text{II.1})$$

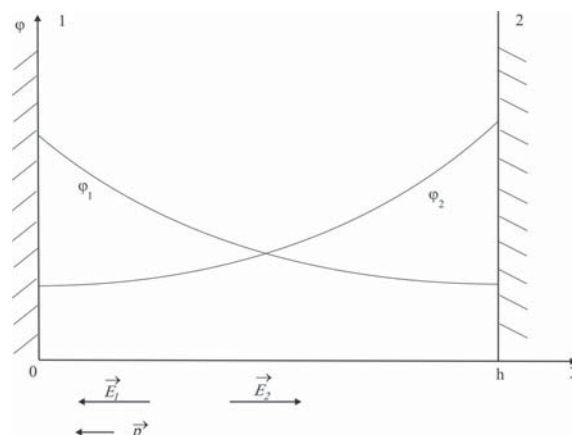


Рис. 3. Потенциалы электростатических полей φ_1 и φ_2 , создаваемые двумя отрицательно заряженными плоскостями 1 и 2. Стрелочками показаны направления векторов напряженности электростатических полей \vec{E}_1 и \vec{E}_2 , направление вектора дипольного момента молекулы воды \vec{p} около плоскости 1, к которому стремится повернуть электростатическое поле все диполи около плоскости 1.

в выражение для энергии электростатического отталкивания двух единичных площадок:

$$U = \sigma \cdot \varphi_1(x) = \sigma^2 \cdot G \cdot \exp(-\chi \cdot h),$$

$$\text{где } G = \left(\frac{(m+1)RT}{2(3m+1)\epsilon\epsilon_0 \cdot C_0 \cdot F_0^2} \right)^{1/2}. \quad (\text{II.2})$$

Энергия взаимодействия (кулон-дипольного) молекул воды с электростатическим полем двух единичных площадок мембран эритроцитов равна:

$$V = 2 \int_0^{h/2} (-\vec{p} \cdot \vec{E}) ndx = -2n \int_0^{h/2} \langle p \rangle \cdot \left(\left| \frac{d\varphi_1}{dx} \right| - \left| \frac{d\varphi_2}{dx} \right| \right) dx, \quad (\text{II.3})$$

где n – концентрация молекул воды, \vec{E} – напряженность электростатического поля мембраны, \vec{p} – дипольный момент молекулы воды. Из-за тепловых колебаний молекул воды не все диполи воды \vec{p} ориентируются сонаправленно с вектором \vec{E} , поэтому $-\vec{p} \cdot \vec{E} = -\langle p \rangle \cdot |\vec{E}|$, где $\langle p \rangle$ – средняя по времени проекция диполя на направление вектора \vec{E} (рис. 3). Находим \vec{E} с помощью (II.1), учитывая, что потенциал, создаваемый второй площадкой, $\varphi_2(x) = \varphi(0) \cdot \exp(-\chi \cdot (h-x))$. Энергии электростатического притяжения эритроцита к соседним эритроцитам в поверхностном слое $V_- = V \cdot S_-$ и в глубине взвеси $V_+ = V \cdot S_+$, где S_- , S_+ – площади поверхности мембраны эритроцита, взаимодействующие с соседними эритроцитами.

Приложение III. Вычисление поправки α_2

Эритроциты, обладая отрицательным поверхностным зарядом, отталкиваются друг от друга. Работа эритроцитов поверхностного слоя при расширении плоской границы раздела площадью A на dA положительна и равна:

$$dW1_- \approx -AL^2 \cdot N_-^{2/3} \cdot \frac{dU(A)}{dh_-} \cdot dh_-,$$

где L^2 — площадь боковой поверхности эритроцита; h_- — расстояние между соседними эритроцитами в поверхностном слое; $A \cdot N_-^{2/3}$ — количество эритроцитов в поверхностном слое. Из $dW1_-$ нужно вычесть работу $dW1_+$, производимую $A \cdot N_+^{1/3}$ эритроцитами внутреннего слоя, где N_- , N_+ — объемная концентрация эритроцитов в поверхностном слое и объемная концентрация в глубине соответственно. Для простоты расчетов принимаем, что $h_- = h_+ = h$.

Избыточная работа эритроцитов в поверхностном слое, возникающая из-за их большего, чем во внутреннем слое, количества, равна:

$$dW1 = dW1_- - dW1_+ = A \cdot L^2 \left(N_-^{2/3} - N_+^{2/3} \right) \frac{dU(A)}{dh} \cdot dh, \quad (\text{III.1})$$

Выразим dh через dA . Считаем, что каждая пара эритроцитов раздвигается на одинаковое расстояние dh при раздвижении плоской границы на dA . Тогда $A = H^2$, $dA = 2H \cdot dH$, $dH = N_-^{1/3} \cdot H \cdot dh$. Объединив эти формулы, получим:

$$dA = 2N_-^{1/3} \cdot A \cdot dh, \quad (\text{III.2})$$

Эритроциты поверхностного слоя, в отличие от эритроцитов внутренних слоев, не взаимодействуют с соседними эритроцитами своей верхней стороной: $S_+ - S_- = L^2$. Считая разность энергий $V_+ - V_-$ из (II.2) малой, раскладываем экспоненту в ряд Тейлора, оставляя два первых члена:

$$N_-^{1/3} - N_+^{1/3} = N_+^{1/3} \left(-1 + \exp \left(\frac{V_+ - V_-}{3kT} \right) \right), \quad (\text{III.3})$$

Подставляя (III.3), (III.2) в (III.1), получим:

$$dW1 = \frac{\sigma \cdot \varphi^2(0) \cdot L^4 \cdot N_+^{1/3} \cdot \chi \cdot n \cdot \langle p \rangle}{3kT} \cdot \exp(-\chi \cdot h) \cdot dA, \quad (\text{III.4})$$

Молекулы воды поверхностного слоя, заключенные между эритроцитами, будут препятствовать раздвижению эритроцитов из-за сил кулон-

дипольного взаимодействия между ними и зарядами на биомембранах. Молекулы воды будут совершать отрицательную работу при увеличении площади границы на dA . Разность работы молекул воды поверхностного слоя и внутреннего слоя отрицательна. Прodelываем все выкладки аналогично (III.1), (III.4) и получаем разность работ молекул воды поверхностного и внутреннего слоев:

$$dW2 = -\frac{2N_+^{1/3} \cdot (n \cdot L^2 \cdot \langle p \rangle \cdot \varphi(0))^2}{3kT} \cdot \exp(-\chi \cdot h) \cdot dA, \quad (\text{III.6})$$

Сложив (III.4) и (III.6), подставим в (2) и получим α_2 . Объединяя с (I.1), получим:

$$\alpha = \alpha_0 - aN_-^{2/3} - b|\sigma|^3 + f|\sigma|^2, \quad (\text{III.7})$$

где $a = L^2 (\alpha_0 - \alpha_-)$,

$$b = \frac{L^4 \cdot N_+^{1/3} \cdot n \cdot \langle p \rangle}{3kT} \cdot G \cdot \exp(-\chi \cdot h),$$

$$f = 2n\langle p \rangle \cdot b.$$

Обозначения:

α , α_0 — коэффициенты поверхностного натяжения взвеси и воды соответственно;

N_- , N_+ — объемная концентрация эритроцитов в поверхностном слое и в глубине соответственно;

$A = H \times H$ — площадь плоской границы раздела «газ — взвесь»;

U_- , U_+ — энергии электростатического отталкивания эритроцита от соседних эритроцитов в поверхностном слое и в глубине взвеси соответственно;

k — постоянная Больцмана;

σ — поверхностная плотность электрического заряда на мембране эритроцита;

L — характерный размер эритроцита (представим его в виде кубика с ребрами $L \times L \times L$);

h — толщина слоя буфера между соседними эритроцитами;

R — газовая постоянная;

T — абсолютная температура;

F_0 — число Фарадея;

ε_0 — электрическая постоянная;

$C_0 = 0,18$ М;

ε — абсолютная диэлектрическая постоянная воды;

m — число частей водного раствора Na_2HPO_4 с концентрацией $C_0 = 0,18$ М в фосфатном буфере;

$$G = \left(\frac{(m+1)RT}{2(3m+1)\varepsilon\varepsilon_0 \cdot C_0 \cdot F_0^2} \right)^{1/2};$$

$$\chi = \left(\frac{2(3m+1)C_0 \cdot F_0^2}{(m+1)\epsilon\epsilon_0 RT} \right)^{1/2};$$

n — концентрация молекул воды;

\vec{E} — напряженность электростатического поля мембраны;

\vec{p} — дипольный момент молекулы воды.

Список литературы

1. Куницын В.Г., Мокрушников П.В., Панин Л.Е. Механизм микроциркуляции эритроцита в капиллярном русле при физиологическом сдвиге pH // Бюл. СО РАМН. 2007. (5). 28–32.
Kunitsyn V.G., Mokrushnikov P.V., Panin L.E. Mechanism of erythrocyte microcirculation in capillary vessels at physiological changes of pH // Bul. SO RAMN. 2007. (5). 28–32.
2. Kunitsyn V.G., Panin L.E., Polaykov L.M. Anomalous change of viscosity and conductivity in blood plasma lipoproteins in the physiological temperature range // Int. J. Quantum Chemistry. 2001. 81. 348–369.
3. Рязанцева Н.В., Новицкий В.В., Кублинская М.М. и др. Изменения белкового и липидного составов мембраны эритроцитов при нормальном старении и болезни Альцгеймера // Бюл. эксп. биол. и мед. 2002. Приложение 1. 92–95.
Rjazzantseva N.V., Novitsky V.V., Kublinsky M.M. et al. Changes of protein and lipid components of erythrocyte membrane at normal ageing and Alzheimers disease // Bul. exp. biol. i med. 2002. Suppl. 1. 92–95.
4. Панин Л.Е., Рязанцева Н.В., Новицкий В.В. и др. Флуоресцентное зондирование плазматической мембраны лимфоцитов и эритроцитов при персистенции вируса клещевого энцефалита: мониторинг структурных изменений // Бюл. эксп. биол. и мед. 2003. (8). 213–216.
Panin L.E., Ryazantseva N.V., Novitskii V.V. et al. Fluorescent probing of lymphocyte and erythrocyte plasma membranes in persistence of tick-borne encephalitis: monitoring of structural changes // Bul. exp. biol. and med. 2003. 136. (2). 186–188.
5. Кравец Е.Б., Рязанцева Н.В., Яковлева Н.М. и др. Молекулярные нарушения мембраны эритроцитов при сосудистых осложнениях сахарного диабета // Сахарный диабет. 2006. (1). 10–17.
Kravets E.B., Ryazantseva N.V., Jakovleva N.M. et al. Molecular pathology of erythrocyte membrane at vascular complications of a diabetes // Sakharnyi diabet. 2006. (1). 10–17.
6. Куницын В.Г., Хавин П.П., Куимов А.Д., Феденков В.И. Реологические свойства взвесей эритроцитов больных острым инфарктом миокарда в области физиологической температуры // Бюл. эксп. биол. и мед. 1983. 95. (5). 64–67.
Kunitsyn V.G., Khavin P.P., Kuimov A.D., Fedenkov V.I. Rheological properties of erythrocyte suspensions in acute myocardial infarct in the physiological temperature range // Bul. exp. biol. and med. 1983. 95. (5). 64–67.
7. Иерусалимский А.П., Куницын В.Г., Некрасова М.Ф. и др. Реологический способ диагностики рассеянного склероза // Лаб. дело. 1989. (10). 39–41.
Ierusalimskij A.P., Kunitsyn V.G., Nekrasova M.F. et al. Rheological method of diagnostics of a multiple sclerosis // Lab. delo. 1989. (10). 39–41.
8. Курилович С.А., Волченко М.В., Куницын В.Г. Вопросы медикосоциальной реабилитации больных алкоголизмом и наркоманией // Материалы Республиканского совещания. М., 1992. 92–94.
Kurilovich S.A., Volchenko M.V., Kunitsyn V.G. Problems of medical and social rehabilitations sick of alcoholic and narcotic dependence // Materials of Republican Meeting. M., 1992. 92–94.
9. Seeman R., Brinkman M., Kramer E.J. et al. Wetted morphologies at microstructures surfaces // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 2005. 102. 1848–1852.
10. Оно С., Кондо С. Молекулярная теория поверхностного натяжения в жидкостях. М., 1963. 291с.
Ono S., Kondo S. Molecular theory of surface tension in liquids. M., 1960. 292 p.
11. Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрин Н.Х. Реология крови. М., 1982. 270 с.
Levtov V.A., Regirer S.A., Shadrin N.H. Reology of blood. M., 1982. 270 p.

THE INFLUENCE OF PH ON THE SURFACE TENSION OF SUSPENDED ERYTHROCYTES

Pavel Valentinovich MOKRUSHNIKOV

*Scientific Research Institute of Biochemistry of SB RAMS
630117, Novosibirsk, Timakov st., 2*

The surface tension of suspended rats erythrocytes depending on a buffer pH $\alpha(\text{pH})$ was studied experimentally. It was determined that a $\alpha(\text{pH})$ function has a maximum near pH 7,35. A thermodynamic calculation of the $\alpha(\text{pH})$ function is presented. A scope for pathology diagnosis by measurement of suspended erythrocytes $\alpha(\text{pH})$ is discussed.

Key words: erythrocyte, surface tension, biomembranes.

Mokrushnikov P.V. — candidate of physical-mathematic sciences, senior scientific researcher of molecular biology laboratory, e-mail: pwm64@ngs.ru