

4. Горфинкель М. И., Нехорошев С. А. Алгоритм и программа (на входном языке ЭВМ «Наири») для подбора возможных эмпирических формул по заданному точному значению молекулярного веса соединения.— *Автометрия*, 1972, № 3.
 5. Lee J. D. Interpretation of Mass Spectra.— *Talanta*, 1973, vol. 20, p. 1029.

Поступило в редакцию 10 августа 1979 г.;
 окончательный вариант — 25 февраля 1980 г.

УДК 578.5

Ю. П. ЧЕРНОВ

(Новосибирск)

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИГНАЛОВ ЭРИТРОЦИТОВ В КОНДУКТОСИСТЕМАХ

Необходимость исследований количественных характеристик сигналов кондуктометрических датчиков (СКД) связана с проблемой использования КД для получения и обработки распределений эритроцитов человека по размерам. Сильная деформированность эритроцитов приводит к сложной зависимости СКД от размеров, ориентации и степени деформации ξ эритроцитов.

Для модели непроводящего эритроцита — сильно деформированного сплюснутого сфероида (т. е. для $\xi = c/a \ll 1$, где полуоси сфероида $a = b > c$ жестко связаны с осями координат x, y, z) — в приближении внешнего однородного поля [4] собственные значения β^i ($i = x, y, z$) постоянного тензора β_{ij} в СКД

$$\delta\varphi(r) = \sum_{ij} \beta_{ij} r_i E_j r^{-3} \quad (1)$$

могут быть разложены в ряд по параметру ξ :

$$\beta^x = \beta^y = -V(4\pi)^{-1} [1 + (\pi/4)\xi - (1 - \pi^2/16)\xi^2 + \dots], \quad (2)$$

$$\beta^z = -(2/3) S_a^{3/2} \pi^{-5/2} [1 + 4\pi^{-1}\xi + (16\pi^{-2} - 3/2)\xi^2 + \dots], \quad (3)$$

где $S_a = \pi a^2$ — площадь поперечного сечения сфероида. При направлении внешнего поля вдоль полуоси с СКД становится пропорциональным не объему V сфероида, а степени S_a в главном члене разложения (3), но и в этом случае также существует достаточно сложная зависимость СКД от ξ .

Метод численного расчета полей при потенциальном обтекании тел произвольных конфигураций в электролитических средах [2] позволяет моделировать СКД для реальных эритроцитов. Результаты приводимых ниже расчетов были получены для модели КД [2] с радиусом цилиндрического канала $R = 50$ и длиной $L = 100$. СКД регистрировался по разности потенциалов δU в двух точках, расположенных на оси канала и симметрично удаленных относительно его центра на расстояние $r = 200$. Размеры приведены в относительных единицах. Исследовалась модель непроводящего реального эритроцита, представленного в виде тора радиусами R_G и R_S с перепонкой толщиной H .

Как и в случае сфероидальных клеток [2], СКД для эритроцита, проходящего вдоль оси симметрии канала, имеет плавную колоколообразную форму, амплитудное значение достигается в центре канала, точка перегиба почти совпадает с границей канала. Формы СКД приведены на рис. 1 для модели эритроцита (a) размерами $R_G = 5$, $R_S = 2.5$, $H = 4$ и углом ориентации $\alpha = 0^\circ$, b и v — для $R_G = 2.5$, $R_S = 1.25$, $H = 1$, $\alpha = 0^\circ$ и $\alpha = 90^\circ$ соответственно. (В случае $\alpha = 0^\circ$ оси симметрии канала КД и эритроцита совпадают). Амплитуда и фронты СКД зависят от размеров эритроцита и его ориентации в канале (пример определения размеров частиц по фронтам СКД можно найти в [3]).

СКД для эритроцитов подобных форм (т. е. сохраняющих фиксированными некоторые геометрические пропорции), как и СКД для сфероидальных клеток, с большой точностью пропорционален объему. Результаты расчетов представлены прямоми на рис. 2. Прямые отражают линейную зависимость амплитуд СКД (АСКД) от объема V для подобных эритроцитов: k и m — с углом $\alpha = 0^\circ$, l и n — с $\alpha = 90^\circ$. Прямая S соответствует АСКД для сфер. Исследовались модели эритроцитов, для которых фиксировались отношения $R_G/R_S = 2$, $H/R_G = 0.6$ для прямых k и l , а также 2.6 и 6/13 для прямых m и n . Эти пропорции отвечают реальным отношениям диаметра к толщине для нативных эритроцитов, которые равны соответственно 3 и 3.6. Факторы форм (ФФ) для первой группы подобных эритроцитов принимают значения $f_1 = f_2 = 1.32$, $f_3 = 2.73$, а для второй группы — 1.31 и 3.17 соответственно. По результатам, полученным экспериментально в работе [4], нижняя оценка границы ФФ эритроцитов составляет 1.27 для $f_1 = f_2$ и 2.38 для f_3 .

Отметим эффект экранирования тором эритроцита его внутренней перепонки и возникающие отсюда трудности принципиального характера при экспериментальном

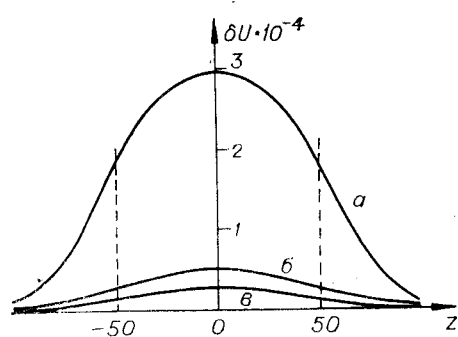


Рис. 1. Формы СКД для моделей реальных эритроцитов:

$\delta U \cdot 10^{-4} = (U_c - U_0)/U_0$ — относительный СКД как функция z -координаты центра эритроцита на оси канала, где U_0 — потенциал для пустого канала, U_c — потенциал для канала с эритроцитом. (Штриховой линией отмечены границы канала КД).

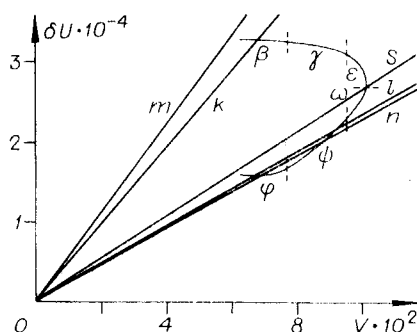


Рис. 2. Кривые зависимостей амплитуд СКД от объема для моделей нативных и сферулированных эритроцитов

($\delta U \cdot 10^{-4}$ — амплитуда относительного СКД (при $z=0$)).

определении КД объемов эритроцитов или толщин их перепонки в этом диапазоне. Изменению толщины перепонки в диапазоне $H=1 \div 5$ для модели эритроцита размерами $R_G=5$, $R_S=2,5$, т. е. изменению объема на 20%, соответствует изменение СКД в пределах 1% для угла ориентации $\alpha=0^\circ$ и в пределах 6% для $\alpha=90^\circ$. Зависимость АСКД от объема для нативных эритроцитов при изменении толщины перепонки приведена на рис. 2 (на участках кривой (β) для $\alpha=0^\circ$ и (φ) для $\alpha=90^\circ$).

Рассмотрена следующая модель стадий сферуляции эритроцита, характерная для осмотического набухания [5]: тор с перепонкой — диск — сфероид — сфера. Модель предполагает сохранение при сферуляции эритроцита площади поверхности его мембраны. Начальная стадия сферуляции — тор с перепонкой размерами $R_G=5$, $R_S=2,5$, $H=4$ — по мере роста перепонки от $H=4$ до $H=5$ переходит в стадию диска. Толщина диска, в свою очередь, изменяется от $H=5$ до $H=8$, превращая его в сфероид. Наконец, меньшая полуось сфероида, возрастая от $c=4,5$ до $c=6,2$, приводит его к сфере. Изменение АСКД для эритроцита в стадии диска отражено на рис. 2 участками (γ) $\alpha=0^\circ$ и (ψ) $\alpha=90^\circ$, в стадии сфероида — (ϵ) $\alpha=0^\circ$ и (ω) $\alpha=90^\circ$. В процессе прохождения всех стадий сферуляции росту объема эритроцита на 40% соответствует либо возрастание СКД на 69% для угла $\alpha=90^\circ$, либо снад на 17% для $\alpha=0^\circ$. Погрешности вычислительной схемы, используемой в проведенных расчетах, лежат в пределах 3–5%.

Результаты расчетов могут быть использованы при оценивании степени осмотической резистентности мембран по СКД от сферулированных эритроцитов, при определении ФФ как нативных эритроцитов, так и находящихся в стадиях сферуляции. В рамках данной модели полученные результаты позволяют оценить диапазон сдвигов спектров распределений эритроцитов по размерам при сферуляции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чернов Ю. П. Численное моделирование сигналов кондуктометрических датчиков для частиц сложных конфигураций: агрегаты, эритроциты. — Новосибирск: изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1977. (Препринт АН СССР, Сиб. отд-ние, ИАиЭ; № 66).
2. Хижняк Е. В., Чернов Ю. П., Штокман М. И. Математическое моделирование возмущений поля в проводящей среде. — Автометрия, 1977, № 1.
3. Coulter W. H. Particle Size Distribution Analysis Employing Trailing Edge Differentiation. Publ. 1976. Cl. 324–71 CP. US. Pat. N 3961249.
4. Thomas R. A., Cameron B. F., Leif R. C. Computer-Based Electronic Cell Volume Analysis with the AMACII-Transducer. — J. of Histochem. and Cytochem., 1974, vol. 22, p. 626.
5. Крымский Л. Д., Нестайко Г. В., Рыбалов А. Г. Растровая электронная микроскопия сосудов и крови. — М.: Медицина, 1976.

Поступило в редакцию 17 сентября 1979 г.