

called as «amoeba similar», and a problem of deformation finding of the shape for creation movement translational – an external problem of bio-hydrodynamics [3, 4].

The offered model of movement of the closed soft membrane can be used for numerical research of bodies with amoebalike type of movement. Processes of an overflowing of internal weights in a body of an amoeba for the purpose of the movement task are considered.

### References

1. Nitman N., Dakkor G., Stenli H. *When viscous «fingers» have fractal dimension* // Fractals in the physicist, the International seminar on fractals in the physicist (ICTF, Italy. 9-12. 07.1985). M.: Mir, 1988. P. 266–281.
2. Butenin N. V., Lunts J. L. *Course of theoretical mechanics* // M: Lan' 1988, 728 p.
3. Vu T. *About scale effect for movement of water animals* // Col. Mechanics. New in a foreign science, Vol. 23. Swimming and flight biohydrodynamics. – M: Mir, 1980. P. 79 – 112.
4. Lajthill D. *Waves in liquids* // M: Mir, 1981. 598 p.

## МОДЕЛЬ ДЕФОРМИРОВАНИЯ ПОРЫ В ОБОЛОЧКЕ ЭРИТРОЦИТА

Калягина Н. В.

Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана  
105005, Москва, 2-я Бауманская ул., 5

[kn.67@mail.ru](mailto:kn.67@mail.ru)

Оболочка эритроцита обладает свойствами твердого тела – упругостью, что нашло теоретическое и экспериментальное подтверждение [1]. Для расчета деформирования оболочки эритроцита под действием внутреннего (осмотического) давления  $q_n$  используется безмоментная теория тонкостенных оболочек с учетом больших перемещений и деформаций [2–5].

Нарушение способности эритроцита стабилизировать объем при определенных условиях приводит к возрастанию внутреннего осмотического давления, и последующему деформированию его с расширением площади поверхности [5]. Наступает процесс осмотического лизиса: бислойная липидная оболочка перестает быть сплошной, и образуются расширяющиеся дефекты (поры), увеличивающие проницаемость для ионов и непроникающих в норме компонентов внутриклеточного содержимого эритроцита. Таким образом, актуальной задачей является разработка математической модели деформирования поры в оболочке эритроцита.

Особенность двухслойного строения оболочки эритроцита: соединение с помощью белков (анкерина) верхнего – липидного бислоя с нижним – белковой сетью (скелетоном) задает средний размер области липидного бислоя (круг радиусом –  $r_K$ ), содержащий дефект – пору. Так как радиус сферацита – эритроцита сферической формы, равный 3,35 мкм, превышает внешний начальный радиус области с порой  $r_{0K} = 0,05$  мкм, кривизной поверхности области с порой можно пренебречь и считать ее плоской. Внутри поры действует поверхностное натяжение –  $T_1'$  (экспериментальное значение). Поло-

жение внешней границы области  $r_K$  определяется из расчета растяжения оболочки эритроцита как целого под действием внутреннего давления  $q_n$ .

Математическая модель деформирования поры [4] в результате растяжения оболочки эритроцита включает уравнение равновесия элемента, вырезанного радиальными и окружными сечениями плоской части области вокруг по-

ры в деформированном состоянии:  $\frac{d(T_r r)}{dr} - T_t = 0$  и соотношение упругости:

$$T_r = \frac{\mu}{2} \left( \lambda_2^{-2} - \lambda_1^{-2} \right) + K (\lambda_1 \lambda_2 - 1), \quad T_t = -\frac{\mu}{2} \left( \lambda_2^{-2} - \lambda_1^{-2} \right) + K (\lambda_1 \lambda_2 - 1),$$

где  $\lambda_2 = \frac{r}{r_0}$ ;  $\lambda_1 = \frac{dr}{dr_0}$  – кратности деформации,  $\mu$  – жесткость на сдвиг,  $K$  – жесткость на растяжение липидного бислоя.

Составленная математическая модель деформирования поры позволяет вычислить радиус поры  $r_1$  путем интегрирования системы уравнений

$$\frac{dT_r}{dr_0} = \mu \left( \frac{1}{r} \left( \frac{dr}{dr_0} \right)^{-1} - \frac{dr}{dr_0} \frac{r_0^2}{r^3} \right), \quad T_r = \frac{\mu}{2} \left( \left( \frac{r}{r_0} \right)^{-2} - \left( \frac{dr}{dr_0} \right)^{-2} \right) + K \left( \frac{dr}{dr_0} \frac{r}{r_0} - 1 \right),$$

с начальными условиями

$$T_r(r_{01}) = T_1', \quad r(r_{01}) = r_1.$$

Значение  $r_1$  подбирается так, чтобы получить искомое значение  $r_K$ , определяемое из расчета оболочки эритроцита как целого под действием внутреннего давления  $q_n$ .

Расчет показал, что большой диаметр пор (20 – 50 нм) – достижим, что может представлять практический при использовании эритроцитов в качестве контейнеров для лекарственных средств.

### Литература

1. Ивенс И., Скейлак Р. *Механика и термодинамика биологических мембран*. – М.: Мир, 1982. – 352 с.
2. Бидерман В. Л. *Механика тонкостенных конструкций. Статика*. – М.: Машиностроение, 1977. – 488 с.
3. Нарайкин О. С., Калягина Н. В. *Математическая модель эритроцита* // Сб. тр. межд. 6-ой науч.-техн. конф. «Медико-технические технологии на страже здоровья». – М.: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2004. – С. 239 – 247.
4. Калягина Н. В. *Математическая модель деформирования поры в липидной мембране* // Вестник МГТУ. Сер. «Естественные науки». – 2012, №2. – С. 87 – 97.
5. Калягина Н. В., Мартынов М. В., Атауллаханов Ф. И. *Математический анализ регуляции объема эритроцита человека с учетом упругого воздействия оболочки эритроцита на обменные процессы* // Биол. мембранны. – 2013, №30. – С. 115 – 127.