

УДК 576.524

РОЛЬ ЕЛЕКТРОСТАТИЧНИХ ВЗАЄМОДІЙ У АДГЕЗІЇ *STREPTOCOCCUS THERMOPHILUS* НА ЕРИТРОЦИТАХ ЛЮДИНИ В СЕРЕДОВИЩАХ З РІЗНОЮ КОНЦЕНТРАЦІЄЮ 1:1 ЕЛЕКТРОЛІТУ

О.І. Гордієнко¹, М.О. Баранник², Є.О. Гордієнко^{1,3}

¹Інститут проблем кріобіології і кріомедицини НАН України, вул. Переяславська, 23, 61015, Харків, Україна

²Національний фармацевтичний університет, вул. Пушкінська, 53, 61002, Харків, Україна

³Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, м. Свободи, 4, 61022, Харків, Україна

Надійшла до редакції 26 травня 2015 року

Прийнята 19 червня 2015 року

Процес бактеріальної адгезії зазвичай обговорюється в термінах моделі двоступеневої сорбції. У цій моделі, бактерії на першому кроці швидко прикріплюються до поверхні слабкими фізичними взаємодіями, тоді як на другому кроці відбувається безповоротний молекулярний і клітинний адгезійний процес. Важливим чинником, що впливає на адгезійні процеси, є фізико-хімічні характеристики середовища, зокрема присутність в ньому одновалентних катіонів. Метою даної роботи є оцінка ролі електростатичної складової у міжклітинній взаємодії в середовищах з різною концентрацією 1:1 електроліту на першому оборотному етапі адгезії. Порівняння експериментальних даних щодо адгезії лактобактерій *S. thermophilus* на еритроцитах людини та теоретично визначених дебаївського радіусу і поверхневого потенціалу еритроцитів у досліджених розчинах показало, що зміна показника адгезії в наших експериментах при зменшенні іонної сили розчину повністю узгоджується з передбаченнями теорії ДЛФО.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: адгезія, теорія ДЛФО, еритроцити, *Streptococcus thermophilus*, електростатичні взаємодії, дебаївський радіус, поверхневий потенціал.

РОЛЬ ЭЛЕКТРОСТАТИЧЕСКИХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ В АДГЕЗИИ *STREPTOCOCCUS THERMOPHILUS* НА ЭРИТРОЦИТАХ ЧЕЛОВЕКА В СРЕДАХ С РАЗЛИЧНОЙ КОНЦЕНТРАЦИЕЙ 1:1 ЭЛЕКТРОЛИТА

О.И. Гордиенко¹, М.А. Баранник², Е.О. Гордиенко^{1,3}

¹Інститут проблем кріобіології і кріомедицини НАН України, вул. Переяславська, 23, 61015, Харків, Україна

²Національний фармацевтичний університет, вул. Пушкінська, 53, 61002, Харків, Україна

³Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, пл. Свободи, 4, 61022, Харків, Україна

Процесс бактериальной адгезии обычно обсуждается в терминах модели двухступенчатой сорбции. В этой модели, бактерии на первом этапе быстро прикрепляются к поверхности слабыми физическими взаимодействиями, тогда как на втором происходит необратимый молекулярный и клеточный адгезионный процесс. Важным фактором, влияющим на адгезивные процессы, являются физико-химические характеристики среды, в частности присутствие в ней одновалентных катионов. Целью данной работы является оценка роли электростатической составляющей в межклеточном взаимодействии на первом обратимом этапе адгезии. Сравнение экспериментальных данных по адгезии лактобактерий *S. thermophilus* на эритроцитах человека и теоретически определенных дебаевского радиуса и поверхностного потенциала эритроцитов в исследованных растворах показало, что изменение показателя адгезии в наших экспериментах при уменьшении ионной силы раствора полностью согласуется с предсказаниями теории ДЛФО.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: адгезия, теория ДЛФО, эритроциты, *Streptococcus thermophilus*, электростатические взаимодействия, дебаевский радиус, поверхностный потенциал.

THE ROLE OF ELECTROSTATIC INTERACTIONS IN THE *STREPTOCOCCUS THERMOPHILUS* ADHESION ON HUMAN ERYTHROCYTES IN MEDIA WITH DIFFERENT 1:1 ELECTROLYTE CONCENTRATION

O.I. Gordiyenko¹, M.O. Barannyk², E.O. Gordiyenko^{1,3}

¹Institute for Problems of Cryobiology and Cryomedicine, National Academy of Sciences of Ukraine, 23 Pereyaslavskaya str., Kharkiv, 61015, Ukraine

²National University of Pharmacy, 53 Pushkinskaya str., Kharkiv, 61002, Ukraine

³V.N. Karazin Kharkiv National University, 4 Svobody Sq., Kharkiv, 61022, Ukraine

The process of bacterial adhesion is usually discussed in terms of the two-stage sorption model. According to the model, at the first stage the bacteria fastly attaches to the surface by weak physical interactions, while at the second stage irreversible molecular and cellular adhesion process takes place. An important factor, influencing the adhesion processes, is physical-chemical characteristics of the medium, in particular, the presence of monovalent cations therein. The aim of this work is to assess the role of electrostatic component of the intercellular interactions at the first reversible stage of adhesion. Comparison of experimental data of adhesion of lactobacilli *S. thermophilus* on human erythrocytes and theoretical definition of the Debye radius and the erythrocytes surface potential in the experimental solutions showed that with decreasing ionic strength of the solution the change in the adhesion index in our experiments is fully in line with the theory DLVO predictions.

KEY WORDS: adhesion, DLVO theory, erythrocytes, *Streptococcus thermophilus*, electrostatic interactions, Debye radius, surface potential.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Процес бактеріальної адгезії зазвичай обговорюється в термінах моделі двоступеневої сорбції, вперше запропонованої Маршаллом [1]. У цій моделі, бактерії на першому кроці швидко прикріплюються до поверхні слабкими фізичними взаємодіями, здійснюючи в основному оборотне прикріплення, тоді як на другому кроці відбувається безповоротний молекулярний і клітинний адгезійний процес, і формуються агрегати, стійкі до будь-якого відмивання або обробки [2]. Тобто через якийсь час адгезійний зв'язок між бактерією і поверхнею субстрату, посилюється, переводячи процес у безповоротний стан. Вважається, що перша стадія прикріплення є дуже важливою і безумовно впливає на кінцевий результат. Бактерії можуть мати численні адгезини для різних субстратів, зазвичай лектини або лектиноподібні білки або вуглеводи, частини поверхневих полімерних структур, які включають капсули, ворсинки або пілі. Проте, в багатьох роботах стверджувалось, що ці структурні особливості мають менше значення на початкових стадіях процесу прикріплення [3, 4]. Отже, важливим чинником, що впливає на адгезивні процеси, є фізико-хімічні характеристики середовища, зокрема присутність в ньому одно- та двохвалентних катіонів.

Повна сила взаємодії двох поверхонь за теорією ДЛФО включає ван-дер-ваальсове притягання та сили подвійного електричного шару. Потенціал ван-дер-ваальсової взаємодії практично не залежить від змін концентрації електроліту і рН, і в першому наближенні може вважатися постійним. На малих відстанях сили Ван-дер-Ваальса перевищують відштовхування подвійного електричного шару, оскільки вони залежать від відстані за степеневим законом ($W \approx -\frac{1}{D^n}$), тоді як енергія взаємодії подвійного

електричного шару при $D \rightarrow 0$ залишається скінченною або повільно зростає. В залежності від концентрації електроліту і щільності поверхневого заряду енергія взаємодії може мати різну залежність від відстані між поверхнями. Між сильно зарядженими поверхнями в розбавленому електроліті (великий дебаївський радіус) спостерігається сильне далеко діюче відштовхування, яке досягає максимуму (енергетичного бар'єра) на деякій відстані, як правило, між 1 и 4 нм. В більш концентрованому розчині електроліту перед бар'єром з'являється достатньо глибокий так званий дальній потенціальний мінімум, як правило, далі 3 нм (мінімум енергії при контакті називається ближнім (потенціальним) мінімумом). В той же час слід зазначити, що такі види взаємодій, як стеричні та структурні, стають ефективними лише на близьких відстанях (< 2 нм). Не дивлячись на те, що термодинамічно рівноважним може бути знаходження часток в ближньому потенціальному мінімумі, енергетичний бар'єр може бути таким високим, що частки будуть не здатні подолати його за розумний час. В такому випадку частки (клітини) будуть або знаходитись в дальньому мінімумі, або роз'єднуються і залишаться диспергованими в розчині. Характерна відстань дальнього мінімуму у розчинах з концентраціями, близькими до фізіологічних, становить від 1 до 3

нм. Такі відстані цілком достатні для специфічних взаємодій між клітинами [5]. Таким чином, тривале знаходження взаємодіючих клітин в дальньому потенціальному мінімумі може привести до утворення специфічного зв'язку між адгезинами та лігандами.

В попередніх роботах [6, 7] ми показали, що адгезія лактобактерій *S. thermophilus* на еритроцитах людини залежала від концентрації хлориду натрію в середовищі і була максимальною за її фізіологічного значення. Метою даної роботи є оцінка ролі електростатичної складової у міжклітинній взаємодії на першому оборотному етапі адгезії.

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ

Рівняння Пуасона-Больцмана визначає потенціал Ψ , електричне поле $E = \frac{\partial \Psi}{\partial x}$ і концентрацію протиіонів ρ в будь-якій точці x між поверхнями [5]:

$$\frac{d^2 \Psi}{dx^2} = -\frac{ze\rho}{\varepsilon\varepsilon_0} = -\left(\frac{ze\rho_0}{\varepsilon\varepsilon_0}\right)e^{\frac{ze\Psi}{kT}} \quad (1)$$

де Ψ - електростатичний потенціал (мВ), ρ - числова щільність іонів з валентністю z в точці x між поверхнями (м^{-3}), ε_0 - діелектрична проникність вакууму ($\text{Кл}^2\text{Дж}^{-1}\text{м}^{-1}$), ε - відносна діелектрична проникність середовища, k - стала Больцмана (ДжК^{-1}), T - абсолютна температура (К).

Щільність протиіонів ρ на поверхні при цьому визначається за формулою [5]:

$$\rho_0 = \rho_\infty + \frac{\sigma^2}{2\varepsilon\varepsilon_0 kT} \quad (2)$$

де ρ_0 - щільність протиіонів на поверхні, а ρ_∞ - щільність в об'ємному розчині.

За цією формулою концентрація протиіонів на поверхні залежить тільки від поверхневої щільності заряду σ і концентрації протиіонів в об'ємному розчині. Отже, навіть для ізолюваної поверхні (тобто двох поверхонь, що знаходяться далеко одна від одної $\rho_\infty \rightarrow 0$) величина ρ_0 ніколи не може бути меншою за $\frac{\sigma^2}{2\varepsilon\varepsilon_0 kT}$.

Розглянемо розподіл іонів поблизу ізолюваної поверхні в контакт з розчином електроліту. Якщо записати повну щільність заряду в будь-якій точці x як $\sum_i z_i e \rho_{xi}$ а повну концентрацію іонів (числову щільність) як $\sum_i \rho_{xi}$, то, розподіл Больцмана (1) для іонів i в точці x має вигляд

$$\rho_{xi} = \rho_{\infty i} e^{\frac{z_i e \Psi_x}{kT}}, \quad (3)$$

а на поверхні, при $x=0$, значення щільності ρ і потенціалу Ψ зв'язані відношенням

$$\rho_{0i} = \rho_{\infty i} e^{\frac{z_i e \Psi_0}{kT}}, \quad (4)$$

де $\rho_{\infty i}$ - концентрація i -тих іонів в об'ємі розчину (при $x = \infty$), де $\Psi_\infty = 0$.

Наприклад, для розчину Na^+Cl^- , можна записати

$$\begin{aligned} [\text{Na}^+]_x &= [\text{Na}^+]_\infty e^{-\frac{e\Psi_x}{kT}} & [\text{Na}^+]_0 &= [\text{Na}^+]_\infty e^{-\frac{e\Psi_0}{kT}} \\ [\text{Cl}^-]_x &= [\text{Cl}^-]_\infty e^{+\frac{e\Psi_x}{kT}} & [\text{Cl}^-]_0 &= [\text{Cl}^-]_\infty e^{+\frac{e\Psi_0}{kT}} \end{aligned} \quad (5)$$

де величини у квадратних дужках, наприклад $[\text{Na}^+]$, виражені в деяких зручних

одинацях концентрації, наприклад в М (1 М = 1 моль/літр і відповідає концентрації $\rho = 6,022 \times 10^{26} \text{ м}^{-3}$).

Повна концентрація іонів біля ізольованої поверхні зі щільністю заряду σ за формулою (2) становить:

$$\sum_i \rho_{0i} = \sum_i \rho_{\infty i} + \frac{\sigma^2}{2\epsilon\epsilon_0 kT} \quad (6)$$

Звідки можна отримати співвідношення між щільністю поверхневого заряду σ і поверхневим потенціалом Ψ_0 .

$$\sigma^2 = 2\epsilon\epsilon_0 kT \left(\sum_i \rho_{0i} - \sum_i \rho_{\infty i} \right) \quad (7)$$

Для еритроцитів щільність поверхневого заряду $\sigma = -1.31 \cdot 10^{-2} \text{ Кл/м}^2$ [8]. Або $1.31 \cdot 10^{-2} \text{ Кл} \cdot \text{м}^{-2} / 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Кл} = 0,82 \cdot 10^{17} \text{ зар/м}^2 = 0,082 \text{ зар/нм}^2$, тобто 1 елементарний заряд на $12,2 \text{ нм}^2$. Враховуючи, що площа поверхні еритроцита становить $\sim 140 \cdot 10^{-12} \text{ м}^2$ (або $14 \cdot 10^7 \text{ нм}^2$) маємо $\sim 10^7$ зарядів на поверхні еритроцитів.

Для такої поверхневої щільності заряду при 37°C , знаходимо

$$\frac{\sigma^2}{2\epsilon\epsilon_0 kT} = \frac{1716 \times 10^{-7}}{60647.775 \times 10^{-34}} = 0.0283 \times 10^{27} \text{ м}^{-3} = 0,047 \text{ М}.$$

Для 1,1-валентного електроліту, такого, як хлорид натрію, концентрація іонів на поверхні еритроцитів ϵ

$$[Na^+]_0 + [Cl^-]_0 = 0.047 + [Na^+]_\infty + [Cl^-]_\infty = 0.047 + 2[Na^+]_\infty = 0.047 + 2[NaCl] \quad (8)$$

де $[NaCl]$ – об'ємна молярна концентрація солі. На поверхні в основному знаходяться протиіони (тобто Na^+ , якщо поверхня заряджена негативно) і їх надмірна концентрація на поверхні у порівнянні з розчином.

Співвідношення між щільністю поверхневого заряду σ і поверхневим потенціалом Ψ_0 для розчину $NaCl$ отримуємо підставляючи рівняння (4) в (6):

$$\begin{aligned} \sigma^2 &= 2\epsilon\epsilon_0 kT \left(\sum_i \rho_{0i} - \sum_i \rho_{\infty i} \right) = 2\epsilon\epsilon_0 kT \left\{ [Na^+]_\infty e^{-\frac{e\Psi_0}{kT}} + [Cl^-]_\infty e^{+\frac{e\Psi_0}{kT}} - [Na^+]_\infty - [Cl^-]_\infty \right\} = \\ &= 2\epsilon\epsilon_0 kT \left\{ [Na^+]_\infty \left(e^{-\frac{e\Psi_0}{kT}} + e^{+\frac{e\Psi_0}{kT}} - 2 \right) \right\} = 2\epsilon\epsilon_0 kT \left\{ [NaCl] \times \left(e^{-\frac{e\Psi_0}{kT}} + e^{+\frac{e\Psi_0}{kT}} \right) - 2[NaCl] \right\} \end{aligned} \quad (9)$$

Підставляючи значення щільності поверхневого заряду для еритроцитів людини $\sigma = -1,31 \cdot 10^{-2} \text{ Кл/м}^2$ [8] маємо:

$$\sigma^2 = 2\epsilon\epsilon_0 kT [Na^+]_\infty \left(e^{-\frac{e\Psi_0}{kT}} + e^{+\frac{e\Psi_0}{kT}} - 2 \right) = (1.31 \times 10^{-2})^2$$

$$\sigma^2 = 1,7161 \times 10^{-4} = (60647.775 \times 10^{-34} \times 6.022 \times 10^{26}) [NaCl] \times \left(e^{-\frac{\Psi_0}{26.7}} + e^{+\frac{\Psi_0}{26.7}} - 2 \right) =$$

$$= 3650220.9 \times 10^{-8} [NaCl] \left(e^{-\frac{\Psi_0}{26.7}} + e^{+\frac{\Psi_0}{26.7}} - 2 \right) =$$

$$= 36.52 \times 10^{-4} [NaCl] \left(e^{-\frac{\Psi_0}{26.7}} + e^{+\frac{\Psi_0}{26.7}} \right) - 73.04 \times 10^{-4} \times [NaCl]$$

$$\begin{aligned}
 1,7161 \times 10^{-4} + 73,04 \times 10^{-4} \times [NaCl] &= 36,52 \times 10^{-4} \times 2[NaCl] \times \frac{e^{-\frac{\psi_0}{26,7}} + e^{+\frac{\psi_0}{26,7}}}{2} = \\
 &= 73,04 \times 10^{-4} \times [NaCl] \times \cosh \frac{\psi_0}{26,7} \\
 \cosh \frac{\psi_0}{26,7} &= \frac{1,7161 + 73,04 \times [NaCl]}{73,04 \times [NaCl]} \quad (10)
 \end{aligned}$$

Концентрації NaCl в наших експериментах щодо впливу іонної сили на показник адгезії становили: 0,15 М, 0,1 М, 0,05 М, 0,025 М. Для цих концентрацій маємо:

- для 0,15 М NaCl:

$$\begin{aligned}
 \cosh \frac{\psi_0}{26,7} &= \frac{1,7161 + 73,04 \times [0,15]}{73,04 \times [0,15]} = 1,16 \\
 \frac{\psi_0}{26,7} &= -0,55 \\
 \psi_0 &= -14,7
 \end{aligned}$$

- для 0,1 М NaCl:

$$\begin{aligned}
 \cosh \frac{\psi_0}{26,7} &= \frac{1,7161 + 73,04 \times [0,1]}{73,04 \times [0,1]} = 1,235 \\
 \frac{\psi_0}{26,7} &= -0,69 \\
 \psi_0 &= -18,4
 \end{aligned}$$

- для 0,05 М NaCl:

$$\begin{aligned}
 \cosh \frac{\psi_0}{26,7} &= \frac{1,7161 + 73,04 \times [0,05]}{73,04 \times [0,05]} = 1,47 \\
 \frac{\psi_0}{26,7} &= -0,95 \\
 \psi_0 &= -25,4
 \end{aligned}$$

- для 0,025 М NaCl:

$$\begin{aligned}
 \cosh \frac{\psi_0}{26,7} &= \frac{1,7161 + 73,04 \times [0,025]}{73,04 \times [0,025]} = 1,94 \\
 \frac{\psi_0}{26,7} &= -1,29 \\
 \psi_0 &= -34,4
 \end{aligned}$$

Поверхневий потенціал був розрахований за припущення, що щільність

поверхневих зарядів у розчинах NaCl з іонною силою, що знижувалась, залишається незмінною. Це припущення підтверджується нашими даними щодо зв'язування альціанового синього еритроцитами, яке вірогідно не відрізнялось у досліджених розчинах [7].

Концентрації ρ_{0i} індивідуальних іонів на поверхні можна обчислити за формулою (4), підставляючи розраховані значення поверхневого потенціалу для наших розчинів. Отже для нашого випадку:

$$[Na^+]_0 = [Na^+]_\infty e^{-\frac{e\psi_0}{kT}} \quad [Cl^-]_0 = [Cl^-]_\infty e^{+\frac{e\psi_0}{kT}}$$

де $[Na^+]_0$, $[Cl^-]_0$ – концентрація іонів натрію/хлору на поверхні еритроцитів, $[Na^+]_\infty$, $[Cl^-]_\infty$ – концентрація іонів в об'ємному розчині.

Тоді для 0,15 М NaCl при температурі 37°C маємо:

$$[Na^+]_0 = 0.15 \times e^{\frac{\psi_0}{kT}} = 0.15 \times e^{\frac{14.7}{26.7}} = 0.26(M)$$

$$[Cl^-]_0 = 0.15 \times e^{\frac{-14.7}{26.7}} = 0.086(M)$$

Для 0,1 М NaCl:

$$[Na^+]_0 = 0.1 \times e^{\frac{\psi_0}{kT}} = 0.1 \times e^{\frac{18.4}{26.7}} = 0.199(M)$$

$$[Cl^-]_0 = 0.1 \times e^{\frac{-18.4}{26.7}} = 0.05(M)$$

Для 0,05 М NaCl:

$$[Na^+]_0 = 0.05 \times e^{\frac{\psi_0}{kT}} = 0.05 \times e^{\frac{25.4}{26.7}} = 0.129(M)$$

$$[Cl^-]_0 = 0.05 \times e^{\frac{-25.4}{26.7}} = 0.019(M)$$

Для 0,025 М NaCl:

$$[Na^+]_0 = 0.025 \times e^{\frac{\psi_0}{kT}} = 0.025 \times e^{\frac{34.4}{26.7}} = 0.09(M)$$

$$[Cl^-]_0 = 0.025 \times e^{\frac{-34.4}{26.7}} = 0.00687(M)$$

Як і очікувалось, повна концентрація всіх іонів у поверхні в точності збігається зі значеннями, отриманими за формулами (6, 8).

Для малих величин потенціалу, приблизно менше 25 мВ, що справедливо у випадку еритроцитів, рівняння Грема (7) спрощується до вигляду

$$\sigma = \varepsilon \varepsilon_0 \kappa \psi_0 \quad (11)$$

де

$$\kappa = \left(\frac{\sum \rho_{\infty i} e^2 z_i^2}{\varepsilon \varepsilon_0 kT} \right)^{\frac{1}{2}} M^{-1} \quad (12)$$

Отже, потенціал стає пропорційним щільності поверхневого заряду.

Це співвідношення привело до виникнення поняття дифузного подвійного електричного шару, що описує іонну атмосферу поблизу зарядженої поверхні з характерним масштабом або «товщиною» $1/\kappa$, яка називається дебаївським радіусом екранування. Величина дебаївського радіуса залежить тільки від властивостей рідини і не залежить від властивостей поверхні, таких, як її заряд або потенціал.

Величина дебаївського радіусу у водних розчинах NaCl становить:

$$\frac{1}{\kappa} = \frac{(\epsilon\epsilon_0 kT)^{\frac{1}{2}}}{\left\{(\rho_{Na} e^2 z_{Na}^2 + \rho_{Cl} e^2 z_{Cl}^2) \times N_A \times 10^3\right\}^{\frac{1}{2}}} \quad (13)$$

де ρ_i – щільність іонів (м^{-3}); z_i – заряд i -ого іону (для NaCl $z_i = \pm 1$); e – величина елементарного заряду; N_A – число Авогадро. Множення на $N_A \cdot 10^3$ для переходу у вираженні концентрації від шт/м³ до Моль/л.

Тоді в 1:1 електроліті, наприклад NaCl:

$$\frac{1}{\kappa} = \frac{\left\{80 \times 8.854 \times 10^{-12} \times 1.381 \times 10^{-23} \times 298(310)\right\}^{\frac{1}{2}}}{1.602 \times 10^{-19} \times (2\rho_{Na})^{\frac{1}{2}} \times 6.022 \times 10^{23} \times 10^3}$$

$$\text{Для температури } t=37^\circ\text{C (310 K): } \frac{1}{\kappa} = \frac{0.313}{([NaCl])^{\frac{1}{2}}} \quad (14)$$

Розраховані за формулою (14) значення дебаївського радіусу, а також за формулою (10) поверхневі потенціали еритроцитів в розчинах з різною концентрацією хлориду натрію подані в таблиці 1.

Таблиця 1

Поверхневі потенціали еритроцитів та дебаївські радіуси в розчинах з різною концентрацією NaCl

Концентрація NaCl, М	Індекс адгезії [7]	Кількість зв'язаного барвника альціанового синього еритроцитами, нг/10 ⁶ ер. [7]	Поверхневий потенціал, мВ	Дебаївський радіус при 37°C, нм
0.15	2.21 ± 0.87	220.8 ± 4	-14.7	0.81
0.1	1.44 ± 0.94*	228.2 ± 7.7	-18.4	0.99
0.05	1.52 ± 0.85*	226.8 ± 9.8	-25.4	1.40
0.025	0.95 ± 0.63*	226.8 ± 9.3	-34.4	1.98

* – дані вірогідно відрізняються від даних для контролю, $p < 0,001$.

Кореляція між значеннями індексу адгезії та дебаївським радіусом становить $r=0,864$.

Кореляція між значеннями індексу адгезії та поверхневим потенціалом становить $r=0,88$.

ВИСНОВКИ

Таким чином, порівняння експериментальних даних щодо адгезії лактобактерій *S. thermophilus* на еритроцитах людини та теоретично визначених дебаївського радіусу і поверхневого потенціалу еритроцитів у досліджених розчинах показало, що зміна показника адгезії в наших експериментах при зменшенні іонної сили розчину повністю узгоджується з передбаченнями теорії ДЛФО. Отже, в даному випадку, визначальним чинником, що впливав на зміну адгезії лактобактерій *S. thermophilus* на еритроцитах людини в розчинах з різними концентраціями хлориду натрію, були електростатичні взаємодії на першому, оборотному етапі адгезії.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Marshall K.C. Mechanism of the initial events in the sorption of marine bacteria to surfaces / K.C. Marshall, R. Stout, R. Mitchell // J. Gen. Microbiol. – 1971. – V. 68. – P. 337–348.
2. Carnazza S. New advances in cell adhesion Technology / S. Carnazza // Nanoparticles and Nanodevices in Biological Applications, Lecture Notes in Nanoscale science and technology / Stefano Bellucci (Ed.) – V4. – New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009. – V. 4. – P. 69 – 130. – ISBN 978–3–540–70943–5.
3. An Y.H. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces / Y.H. An, R.J. Friedman // J. Biomed. Mat. - 1998. – V. 43. – P. 338–348.
4. van Loosdrecht M.C.M. Hydrophobic and electrostatic parameters in bacterial adhesion / M.C.M. van Loosdrecht, J. Lyklema, W. Norde, A.J.B. Zehnder // Aquatic Sci. – 1990. – V. 52. – P.103–113.
5. Israelachvili J. Intermolecular and Surface forces / J. Israelachvili // 3rd ed. – Burlington: Academic Press, 2011. – 674 p. – ISBN 978 – 0–12–375182–9.
6. Анікеєва М.О. Вплив катіонів Ca^{2+} і Mg^{2+} на поверхневий заряд еритроцитів і лактобактерій *S. thermophilus* та їх адгезійну взаємодію / М.О. Анікеєва, С.Л. Розанова, С.Є. Коваленко, О.І. Гордієнко, Є.О. Гордієнко // Доповіді Національної академії наук України. – 2015. – №1. – С.159–165. / Anikjejeva M.O. Vplyv kationiv Ca^{2+} і Mg^{2+} na poverhnevuj zarjad erytrocytiv i laktobakterij *S. thermophilus* ta i'h adgezijnu vzajemodiju / М.О. Anikjejeva, S.L. Rozanova, S.Є. Kovalenko, O.I. Gordijenko, Je.O. Gordijenko // Dopovidi Nacional'noi' akademii' nauk Ukraïny. – 2015. – №1. – S. 159–165.
7. Anikieieva M.O. Surface charge of erythrocytes and lactobacilli *S. thermophilus* and their intercellular adhesion depend on the concentration of bivalent cations / M.O. Anikieieva, S.L. Rozanova, S.Ye.Kovalenko, I.F. Kovalenko, O.I. Gordiyenko, E.O. Gordiyenko // Journal of Adhesion Science and Technology. – 2015. – V.29, №10. – P.1039 – 1045.
8. Petelska A. D. The effect of contrast medium SonoVue on the electric charge density of blood cells/ A.D. Petelska, J.R. Janica, J.Kotynska, U.Łebkowska, Z.A. Figaszewski // J. Membrane Biol. – 2012. – V.245. – P. 15–22.