

Ю.Ф. ЗАБАШТА, Л.Ю. ВЕРГУН, О.М. АЛЕКСЄЄВ,
О.С. СВЕЧНИКОВА, М.М. ЛАЗАРЕНКО, Л.А. БУЛАВІН

Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
фізичний факультет, кафедра молекулярної фізики
(Просп. Глушкова, 6, Київ 03022)

УДК 577.353,538.9

ВПЛИВ ГЛЮКОЗИ НА СТРУКТУРУ ХРЯЦОВОЇ ТКАНИНИ: ФІЗИЧНИЙ МЕХАНІЗМ

Пропонується механізм, завдяки якому введення в хрящову тканину глюкози призводить до зміни структури цієї тканини. Хрящова тканина розглядається як пористе середовище, в якому роль твердої компоненти відіграють колагенові волокна та шари, де розташовуються протеоглікани. На поверхні волокон та шарів адсорбуються колагенові ланцюги, що з'єднують згадані об'єкти. Визначено термодинамічні особливості адсорбованих ланцюгів ланки. Показано, що введені в хрящову тканину молекули глюкози частково витісняють адсорбовані ланцюги з поверхні волокон. Ці ланцюги закривають тріщини, які можуть з'являтися у волокні під дією зовнішніх навантажень, що призводить до зменшення жорсткості протеогліканових шарів. Зроблено висновок про те, що введення молекул глюкози збільшує зсувну податливість хрящової тканини. Цей факт підтверджується результатами експерименту, виконаного на модельній системі – желатиновому гелі, структура якого вважається подібною до структури хрящової тканини.

Ключові слова: хрящова тканина, глюкоза, зсувна податливість.

1. Вступ

Як відомо, хрящова тканина виконує опорно-механічну та захисну функції організму, які реалізуються також з м'язовою системою [1]. В публікаціях, присвячених цьому питанню значну увагу приділено вивченню механічних властивостей хрящової тканини (див., наприклад, огляд [2] та ін.). Підкреслюється необхідність створення фізичних моделей, які б встановлювали зв'язок між структурою та механічними характеристиками хрящової тканини [3, 4].

В процесі життєдіяльності людського організму під дією різних факторів – як зовнішніх, так і внутрішніх – хрящова тканина може зазнавати певних пошкоджень. Одним із поширених захворювань,

пов'язаних із пошкодженням хрящової тканини, є остеоартрит [5]. При лікуванні такого захворювання використовують внутрішньосуглобові ін'єкції різних лікарських препаратів, в тому числі тих, що містять глюкозу [5–9].

Обговорення результатів клінічних досліджень, виконаних в цих роботах, проводиться, як правило, з медико-біологічної точки зору. Новизна даної статті полягає в тому, що в ній властивості хрящової тканини розглядаються з фізичної точки зору, а саме: пропонується фізичний механізм, який зумовлює вплив ін'єкцій глюкози на структуру хрящової тканини. Стаття є ідейним продовженням робіт [10–12], виконаних авторами і присвячених фізиці хрящової тканини.

2. Адсорбовані ланцюги в структурі хрящової тканини

Авторами в [11, 12] запропонована структурна модель хрящової тканини. Логіка, що привела до цієї моделі, полягає в такому. В літературі (див., наприклад, [13] та ін.) зазначається, що за певними ознаками хрящову тканину можна віднести до гі-

Цитування: Забашта Ю.Ф., Вергун Л.Ю., Алексєєв О.М., Свечнікова О.С., Лазаренко М.М., Булавін Л.А. Вплив глюкози на структуру хрящової тканини: фізичний механізм. *Укр. фіз. журн.* **70**, № 5, 346 (2025).

© Видавець ВД “Академперіодика” НАН України, 2025. Стаття опублікована за умовами відкритого доступу за ліцензією CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

дрогелів. Поширений також погляд (див., наприклад, [14] та ін.) на гідрогель як на пористе середовище, пори якого заповнені водою. Отож хрящову тканину можна розглядати як пористе середовище, використовуючи для опису її структури уявлення, що склалися в теорії пористих середовищ (див., наприклад, [15] та ін.). Вихідним пунктом цієї теорії є теза про ідеальні каркаси: стержневий та пластинчатий. Обидва каркаси є кубічною ґраткою: тільки в першому випадку ґратку утворюють стержні, що є ребрами елементарної комірки (куба), а в другому – пластини, що є гранями цієї комірки.

В [11, 12] вводиться поняття ідеального каркаса для хрящової тканини. Його названо стержнево-пластинчатим. Такий каркас є ґраткою, утвореною орієнтованими в одному напрямку стержнями, які з'єднані сукупністю нескінченних паралельних пластин (шарів).

Як відомо (див., наприклад, [1, 2] та ін.), основними компонентами хрящової тканини є колаген, протеоглікани та вода. Відомо також, що колагенові ланцюги в хрящовій тканині утворюють волокна [1]. Відповідно стержні ідеального каркаса ототожнюються з колагеновими волокнами, а шари містять в собі протеоглікани. В наведених шарах існують отвори, через які проходять волокна. Зв'язують волокна з шарами колагенові ланцюги, що не входять до складу волокон (рис. 1, де зображено переріз по осі волокна).

Як видно з рис. 1, вказані ланцюги складаються з двох ділянок: поздовжньої, що зв'язані з поверхнею волокна й направлені уздовж осі волокна, та поперечної, яка зв'язана з поверхнею шару, і направлена по радіусу R волокна. Називатимемо такі ланцюги адсорбованими.

Точки, що розділяють обидві ділянки адсорбованих ланцюгів, розташовані на колі з радіусом R .

Позначимо через $\mathbf{S}$ тензор податливості хрящової тканини з ідеальним каркасом. Компоненти цього тензора S_{ik} визначатимемо в системі головних осей. Як це показано в [11], мають місце нерівності

$$S_{44} \gg S_{ik} \quad (i, k \neq 4). \quad (1)$$

В роботі [11] також показано, що значення компоненти S_{44} визначається вигинною жорсткістю шарів.

3. Термодинаміка адсорбованих ланцюгів

Вільну енергію F адсорбованого ланцюга представимо у вигляді суми

$$F = F' + F'', \quad (2)$$

де F' та F'' – вільні енергії відповідно поперечної та поздовжньої ділянки.

Для згаданих складових суми запишемо відомі (див., наприклад, [16] та ін. формули).

$$F' = E' + k_B T \sum_J \ln 2sh \frac{\hbar \omega_J}{2k_B T}, \quad (3)$$

$$F'' = E'' + k_B T \sum_J \ln 2sh \frac{\hbar \omega_J}{2k_B T}, \quad (4)$$

де T – температура, k_B – стала Больцмана, E' , E'' – енергії вказаних ділянок при $T = 0$, ω'_J , ω''_J – їхні частоти власних коливань, $\hbar = h/2\pi$, h – стала Планка.

Позначимо через l довжину адсорбованого ланцюга, через χ – довжину поперечної ділянки, через ε' – енергію розриву зв'язку між ланками різних колагенових ланцюгів. Відповідно маємо формули

$$E' = \varepsilon' \frac{\chi}{a}, \quad (5)$$

$$E'' = \varepsilon'' \frac{l - \chi}{a}, \quad (6)$$

де a – розмір ланки.

Використовуватимемо дебаївське наближення для визначення особливостей термодинаміки адсорбованих ланцюгів. При цьому будемо розглядати ділянки адсорбованого ланцюга як стержні на пружній основі.

Як відомо (див., наприклад, [17] та ін.), в стержні можуть поширюватись три типи хвиль: поздовжня та дві вигинні.

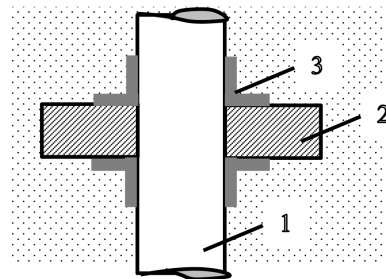


Рис. 1. Схема з'єднання волокна (1) з протеоглікановим шаром (2) за допомогою адсорбованих ланцюгів (3)

Жорсткість ланцюга уздовж його осі значно перевищує його вигинну жорсткість. Тому частоти коливань у вигинних хвилях значно менші, ніж частоти коливань у поздовжній хвилі. Відтак внеском останньої у вільну енергію знехтуємо.

Рівняння руху стержня на пружній основі має вигляд

$$-\rho a^2 \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = D \frac{\partial^4 u}{\partial x^4} + \alpha u, \quad (7)$$

де ρ – густина, u – поперечне зміщення, t – час, D – вигинна жорсткість стержня, x – координатна вісь, направлена уздовж недеформованого стержня, α – коефіцієнт пружності основи.

Вважаючи кінці стержнів обіпертими об пружну основу, для власних коливань маємо формули

$$u' = \text{const} \cdot \sin k' x \exp(-i\omega' t), \quad (8)$$

$$u'' = \text{const} \cdot \sin k'' x \exp(-i\omega'' t). \quad (9)$$

Підставляючи ці формули в рівняння (7), для власних частот отримуємо рівності

$$\omega' = \left[\frac{D'}{\rho a^2} (k')^4 + \frac{\alpha'}{\rho a^2} \right]^{1/2}, \quad (10)$$

$$\omega'' = \left[\frac{D}{\rho a^2} (k'')^4 + \frac{\alpha''}{\rho a^2} \right]^{1/2}. \quad (11)$$

В формулах (8)–(11) одним штрихом позначені величини, що стосуються поперечної, а двома штрихами – величини, що стосуються поздовжньої ділянки.

Для хвильових чисел маємо значення

$$k_{J'} = \frac{\pi J}{x} \left(J = 1, 2, \dots, \frac{x}{a} \right), \quad (12)$$

$$k_{J''} = \frac{\pi J}{l-x} \left(J = 1, 2, \dots, \frac{l-x}{a} \right). \quad (13)$$

За визначенням, на відміну від ланок колагенового волокна, розташування протеогліканових ланцюгів є неупорядкованим, що приводить до нерівності

$$\varepsilon' > \varepsilon''. \quad (14)$$

Коефіцієнти пружності основи оцінюватимемо рівностями

$$\alpha' = \frac{|\varepsilon'|}{a^3}, \quad (15)$$

$$\alpha'' = \frac{|\varepsilon''|}{a^3}. \quad (16)$$

За визначенням, енергії ε' та ε'' є від'ємними величинами. Згідно з виразом (14) маємо нерівність

$$|\varepsilon'| < |\varepsilon''|, \quad (17)$$

порівнюючи яку з рівностями (15)–(16), маємо

$$\alpha' < \alpha''. \quad (18)$$

Як видно із зазначеного вище, вільна енергія адсорбованого ланцюга залежить від довжини x поперечної ділянки

$$F = F(x). \quad (19)$$

Нехай в певний момент часу поперечна ділянка відсутня, тобто $x = 0$. З появою цієї ділянки і ростом її довжини згідно з нерівністю (14) вільна енергія F має зростати. Але водночас, як це випливає із виразів (10)–(13) та (18), зменшується значення частот, що згідно з формулами (2), (3) супроводжується водночас зменшенням F .

Внаслідок дії вказаних обох факторів встановлюється рівноважний стан адсорбованого ланцюга, що відповідає мінімальному значенню $F(x_0)$ вільної енергії. Це стан, для якого довжина поперечної ділянки дорівнює x_0 .

4. Адсорбовані ланцюги під дією глюкози

Як відомо (див., наприклад, [1] та ін.), протеоглікановий ланцюг є розгалуженим, а його бічні ланцюги є полісахаридними. Переважна більшість ланок протеогліканового ланцюга є ланками полісахаридних бічних ланцюгів. То ж можна вважати, що ланки поперечної ділянки адсорбованого ланцюга утворюють зв'язки тільки з ланками полісахаридного ланцюга. Вважається, що ін'єкції глюкози мають сприяти лікуванню пошкоджень хрящової тканини. Розглянемо можливий механізм такого лікування. Нехай пошкодження є тріщина (рис. 2, *a*), що виникла у волокні, наприклад, під дією зовнішнього навантаження.

При введенні глюкоза попадає в пори хрящової тканини, отримуючи змогу адсорбуватися на поверхні надмолекулярних утворень хрящової тканини. Ланки бічних полісахаридних ланцюгів, що

входять до складу протеогліканового ланцюга, за своєю структурою схожі з молекулою глюкози. Тому з найбільшою імовірністю саме з цими ланками молекули глюкози зв'язуються. Позначимо енергію розриву такого зв'язку через ε_g' . Оскільки утворення згаданого зв'язку більш імовірне, ніж утворення зв'язку між ланкою полісахаридного ланцюга і ланкою колагенового ланцюга, справедливою виявляється нерівність

$$\varepsilon_g' < \varepsilon'. \quad (20)$$

Отже, поява молекул глюкози поблизу поперечної ділянки адсорбованого ланцюга приводить до того, що частина ланок полісахаридних ланцюгів розриває зв'язки, якими вони раніше були з'єднані з ланками поперечної ділянки, зв'язуючись після цього з молекулами глюкози (рис. 2, б).

Молекули глюкози витісняють поперечну ділянку з поверхні протеогліканового шару – рівноважна довжина цієї ділянки стає рівною $x_0' < x_0$. Така довжина досягається внаслідок дифузії адсорбованого ланцюга по поверхні протеогліканового шару та волокна. При цьому згаданий ланцюг потрапляє в тріщину. Утворення зв'язків між адсорбованим ланцюгом та стінками тріщини суттєво зменшує вільну енергію F вказаного ланцюга, що надає стійкості новому рівноважному стану адсорбованого ланцюга.

Отже, згідно із запропонованим механізмом роль молекул глюкози полягає в тому, аби “зрушити” адсорбований ланцюг з місця, змусивши його дифундувати в напрямку тріщини і врешті-решт закрити її.

5. Адсорбовані ланцюги і податливість хрящової тканини

Далі мова йтиме про перевірку запропонованого механізму. Як видно з рис. 2, при введенні глюкози адсорбований ланцюг переміщується з поверхні протеогліканового шару на поверхню колагенового волокна. Згаданий ланцюг має значну жорсткість. Тому його переміщення з поверхні шару має підвищити податливість S_{44} останнього. Цей факт підказує ідею перевірки запропонованого механізму: необхідно виміряти податливість S_{44} хрящової тканини, в яку було введено глюкозу, і порівняти отриманий результат з податливістю S_{44} тканини без глюкози. Якщо виявиться, що податливість S_{44} першої більша за податливість S_{44}

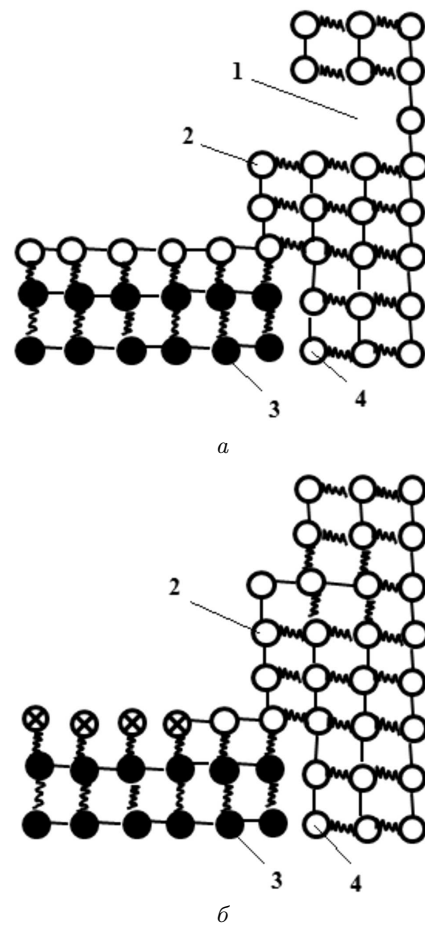


Рис. 2. Пошкодження хрящової тканини (а) та його заліковування (б): 1 – тріщина, 2 – адсорбований ланцюг, 3 – протеоглікановий шар, 4 – колагенове волокно, о – ланка колагенового волокна, ● – ланка полісахаридного ланцюга, ⊗ – молекула глюкози, — – внутрішньомолекулярний зв'язок, зигзаг – міжмолекулярний зв'язок

другої, то це слугуватиме аргументом на користь запропонованої моделі.

Як уже згадувалось (див., формулу (1)), S_{44} – це податливість ідеального каркаса. Зрозуміло, що реальний каркас має відрізнитись від ідеального. В роботі [11] запропоновано модель хрящової тканини з реальним каркасом. В цій моделі S_{44} виступає як локальна зсувна податливість, яку зв'яже із зсувним модулем G хрящової тканини формула

$$S_{44} = \frac{5}{2} G^{-1}. \quad (21)$$

6. Експеримент

Як уже згадувалось, хрящову тканину прийнято відносити до гідрогелів. За логікою це означає, що модель ідеального стержнево-пластинчатого каркаса, запропонована для хрящової тканини, має залишатись справедливою для інших представників класу гідрогелів. Це відкриває певні можливості для дослідження хрящової тканини за різних умов, використовуючи модельні системи.

Центральним пунктом даної статті є поведінка адсорбованих ланцюгів хрящової тканини. Це – ланцюги колагену. То ж в системі, яка моделюватиме хрящову тканину, адсорбовані ланцюги також мають бути колагеновими. Цій умові відповідає желатиновий гідрогель, до складу якого входять виключно колагенові ланцюги. Відповідно ці ж ланцюги утворюють волокна, що споріднює вибрану модельну систему із хрящовою тканиною. Оскільки йдеться про гідрогель, в ньому має існувати полімерна сітка [18]. В хрящовій тканині сіткову структуру мають шари, де сітку утворюють ланцюги протеогліканів. За логікою, в модельній системі також мають існувати аналогічні шари. Але сітку в них утворено колагеновими ланцюгами.

При виготовленні зразків нами застосовувався харчовий желатин bloom 200, виробництва Франції. Використовувались два типи зразків, що готувались таким чином.

Перший тип. В дистильовану воду з температурою, вищою 65 °C (згідно з роботою [14]) додавався желатин, утворюючи розчин з концентрацією 12%. Утворена рідинна система “вода–желатин” до забезпечення однорідності постійно перемішувалась. Надалі в охолоджену до температури 40 °C –

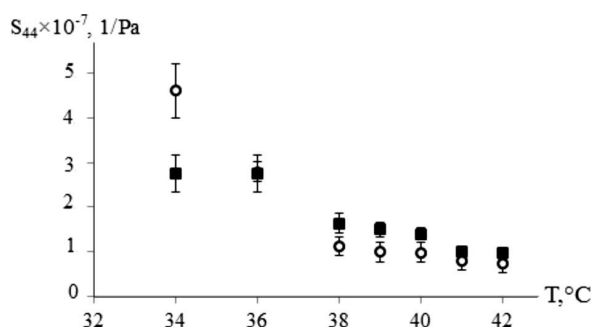


Рис. 3. Температурні залежності зсувної податливості S_{44} : ○ – 12% желатиновий гідрогель, ■ – желатиновий 12% гідрогель із додаванням глюкози

температуру, при якій система є структурою гнучких одинарних клубків [15], додавався 20% розчин декстрази (D-глюкози). Кількість препарату визначалась відповідно до дози, наведеної в роботі [5] і складала 0,5 мл декстрази 20% (D-глюкози) на 100 мл розчину. Використовувався водний розчин глюкози виробництва ПРАТ фарм. фірма “Дарниця” з концентрацією 40% (1 мл розчину, що містить глюкози моногідрату 400 мг) у співвідношенні до бідистиляту як 1:2.

Приготованою рідинною системою, охолодженою до кімнатної температури, наповнювались циліндричні поліетиленові кювети, які витримувались 1 добу при температурі 18–20 °C до початку вимірювання в них модуля зсуву.

Другий тип. Зразки виготовлялись аналогічно для зразків першого типу без процедури додавання D-глюкози. Вимірювання модуля зсуву проводилось за допомогою крутильного маятника відповідно до методики, описаної в роботі (див., наприклад, [19]).

Вимірювання проводились в температурному діапазоні 34–42 °C, маючи на увазі температурний інтервал функціонування людського організму.

За формулою (21) розраховувалась локальна зсувна податливість S_{44} . Результати розрахунку наведені на рис. 3, де білими кружечками вказані результати експеримента желатинового 12% гідрогеля, а сірими квадратами – результати експеримента желатинового 12% гідрогеля із додаванням глюкози.

Згідно з використаною структурною моделлю деформація хрящової тканини є наслідком деформації шарів, що з'єднують між собою колагенові волокна за допомогою адсорбованих колагенових ланцюгів.

Як уже згадувалось, ці шари мають сіткову структуру. Відомо (див., наприклад, [18] та ін.), що під дією зовнішнього навантаження при високих температурах податливість сітки має зменшуватись із збільшенням температури, що узгоджується із експериментальною залежністю, представленою на рис. 3.

Як видно з цього рисунку, узгоджується з експериментом ще один передбачений теоретичною моделлю факт, а саме: збільшення податливості при введенні глюкози в досліджувані системи. Згідно з рис. 3 це збільшення спостерігається в температурному інтервалі 36 °C < T < 42 °C.

7. Висновки

Вплив глюкози на структуру хрящової тканини визначається в рамках моделі, в якій хрящова тканина розглядається як пористе середовище із стержнево-пластинчатим каркасом. В ролі стержнів виступають колагенові волокна. Пластини (шари) утворені набухлими протеоглікановими ланцюгами. Осі волокон направлені перпендикулярно до поверхні шарів. З'єднують волокна з шарами адсорбовані на їхній поверхні колагенові ланцюги. Такий ланцюг складається з двох ділянок: поздовжньої, розташованої на поверхні волокна, та поперечної, розташованої на поверхні шару.

Лікувальна дія ін'єкцій глюкози забезпечується таким механізмом. Нехай під дією зовнішнього навантаження виникає пошкодження хрящової тканини, а саме: на поверхні волокна поза межами поздовжньої ділянки адсорбованого ланцюга виникає тріщина. Під час ін'єкції молекули глюкози надходять в пори хрящової тканини, звідкіль дифундують в протеогліканові шари. Поперечна ділянка утримується на поверхні шару завдяки зв'язкам, які існують між ланками цієї ділянки адсорбованого колагенового ланцюга та ланками полісахаридних субланцюгів, що входять до складу протеогліканового ланцюга. При появі в шарі молекул глюкози ці зв'язки розриваються – ланкам полісахаридних ланцюгів стає вигідним з термодинамічної точки зору утворити зв'язки із молекулами глюкози, які мають подібну до цих ланок структуру.

Розрив згаданих зв'язків супроводжується збільшенням вільної енергії адсорбованого ланцюга. В своєму намаганні зменшити вільну енергію адсорбований ланцюг зменшує довжину поперечної ділянки, де відбувся розрив зв'язків: ланки, що раніше входили до складу поперечної ділянки, в результаті дифузії виходять на поверхню волокна, збільшуючи довжину поздовжньої ділянки – адсорбований ланцюг частково “переповзає” на поверхню волокна. Виконуючи такий дифузійний рух, адсорбовані ланцюги досягають тріщини, вмонтовуються в її стінки, закриваючи тріщину, і тим самим ліквідуючи пошкодження.

1. О.Д. Луцик, Ю.Б. Чайковський, Р.О. Білий. *Гістологія. Цитологія. Ембріологія* (Нова Книга, 2020) [ISBN: 9789663828152, 9663828153].

2. J. Eschweiler, N. Horn, B. Rath, *et al.* The biomechanics of cartilage – an overview. *Life* **11**, 302 (2021).
3. V. Klika, E.A. Gaffney, Ying-Chun Chen, C.P. Brown. An overview of multiphase cartilage mechanical modelling and its role in understanding function and pathology. *J. Mechanic. Behavior of Biomed. Mater.* **62**, 139 (2016).
4. O.R. Schätti, L.M. Gallo, P.A. Torzilli. A model to study articular cartilage mechanical and biological responses to sliding loads. *Ann Biomed. Eng.* **44** (8), 2577 (2016).
5. О.А. Бур'янов та ін. *Остеопороз* (Ленвіт, 2009) [ISBN: 978-966-8995-31-6].
6. Yoo-Sin Park *et al.* Intra-articular injection of a nutritive mixture solution protects articular cartilage from osteoarthritic progression induced by anterior cruciate ligament transection in mature rabbits: a randomized controlled trial. *Arthritis Research & Therapy* **9**, 1 (2007).
7. D. Alderman. Prolotherapy for musculoskeletal pain. *Pract Pain Manag.* **7**, 1 (2007).
8. I. Uthman, J.-P. Raynauld, B. Haraoui. Intra-articular therapy in osteoarthritis. *Postgrad Med J.* **79**, 449 (2003).
9. R.A. Hauser, Johanna B. Lackner, D. Steilen-Matias *et al.* A systematic review of dextrose prolotherapy for chronic musculoskeletal pain. *Clin. Med. Insights Arthritis Musculoskelet Disord.* **9**, 139 (2016).
10. L.A. Bulavin, K.I. Hnatiuk, Yu.F. Zabashta, O.S. Svechnikova, V.I. Tsybaliuk, The shear modulus and structure of cartilage tissue. *Ukr. J. Phys.* **67** (4), 277 (2022).
11. Yu.F. Zabashta, V.I. Kovalchuk, O.S. Svechnikova, L.Yu. Vergun, L.A. Bulavin. Deformation and the structure of cartilage tissue. *Ukr. J. Phys.* **69** (5), 329 (2024).
12. Yu.F. Zabashta, M.M. Lazarenko, L.Yu. Vergun, O.S. Svechnikova, L.A. Bulavin. Temperature dependence of the shear modulus in concentrated polymer gels: molecular mechanism. *Ukr. J. Phys.* **70** (1), 42 (2025).
13. F. Horkey, P.J. Basser. Composite hydrogel model of cartilage predicts its load-bearing ability. *Sci. Rep.* **10**, 8103 (2020).
14. V.C. Mov *et al.* Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression? Theory and experiments. *J. Biomech. Eng.* **102**, 73 (1980).
15. N.C. Hilgand. *Mechanics of Cellular Plastic* (Applied Science Publisher LTD, 1982) [ISBN: 0029493900, 9780029493908].
16. L.D. Landau, E.M. Lifshitz. *Fluid Mechanics* (Elsevier, 2013), Vol. 6 [ISBN: 978-0-750-62767-2].
17. L.D. Landau, E.M. Lifshitz. *Statistical Physics* (Elsevier, 2013) [ISBN: 0080570461].
18. P.-G. Gennes. *Scaling Concepts in Polymer Physics* (Cornell University Press, 1979) [ISBN: 978-0801412035].
19. L.A. Bulavin, Yu.F. Zabashta, L.Yu. Vergun, O.S. Svechnikova, A.S. Yefimenko, Interfacial layers and the shear elasticity of the collagen-water system. *Ukr. J. Phys.* **64** (1), 35 (2019).

Одержано 12.02.25

*Yu.F. Zabashta, L.Yu. Vergun,
O.M. Alekseev, O.S. Svechnikova,
M.M. Lazarenko, L.A. Bulavin*

INFLUENCE OF GLUCOSE
ON CARTILAGE TISSUE STRUCTURE:
PHYSICAL MECHANISM

We propose a mechanism according to which the introduction of glucose into cartilage tissue changes the structure of this tissue. Cartilage tissue is considered to be a porous medium, where the role of solid component is played by collagen fibers and a layer, where proteoglycans are located. Collagen chains that connect the aforementioned objects are adsorbed on the

surface of the fibers and the layer. The thermodynamic features of the links of adsorbed chains have been determined. It is shown that glucose molecules, being introduced into cartilage tissue, partially displace the adsorbed chains from the fiber surface. These chains cover cracks that may appear in the fiber under the action of external loads, which leads to a reduced rigidity of proteoglycan layers. A conclusion is drawn that the introduction of glucose enhances the shear compliance of cartilage tissue. This conclusion is confirmed by experimental results obtained for a model system, gelatin gel, whose structure is considered to be similar to that of cartilage tissue.

Keywords: cartilage tissue, glucose, shear compliance.