Ю.Ф. ЗАБАШТА, М.М. ЛАЗАРЕНКО, Л.Ю. ВЕРГУН, Л.А. БУЛАВІН
Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
фізичний факультет, кафедра молекулярної фізики
(Просп. Глушкова, 6, Київ 03022)

ВПЛИВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ НА ДЕФОРМАТИВНІСТЬ ХРЯЩОВОЇ ТКАНИНИ: ФІЗИЧНИЙ МЕХАНІЗМ

УДК 577.353,538.9

Пропонується структурна модель хрящової тканини і механізм впливу магнітного поля на її деформативність. Вважається, що протеоглікани утворюють шари, поверхня яких перпендикулярна напрямкові колагенових волокон. Шари і волокна з'єднуються адсорбованими колагеновими ланцюгами. Показано, що дія магнітного поля змінює розташування адсорбованих ланцюгів. Це приводить до зміни вигинної жорсткості протеогліканових шарів і, в кінцевому підсумку, до зміни деформативності хрящової тканини в цілому. Перевірка реальності запропонованого механізму проводилася на модельній системі. В рамках такого підходу отримані температурні залежності локальної зсувної податливості для желатинового гідрогеля, який зазнав дію магнітного поля. Результати проведеного експерименту узгоджуються із запропонованим механізмом.

Ключові слова: хрящова тканина, модуль зсуву, магнітне поле.

1. Вступ

Як відомо (див., наприклад, [1] та ін.], в процесах життєдіяльності людського організму хрящова тканина виконує переважно опорну функцію, створюючи опір дії зовнішнього навантаження. При описові поведінки фізичної системи під дією зовнішнього навантаження систему прийнято розглядати як суцільне середовище (континуум). Існують різні типи континуумів. Одним із них є пружний континуум, для якого (див., наприклад, [2] та ін.) реологічне рівняння має вигляд

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \boldsymbol{S}\,\boldsymbol{\sigma}, \tag{1}$$

де $\boldsymbol{\varepsilon}$ – тензор деформації, $\boldsymbol{\sigma}$ – тензор напруження, $\boldsymbol{S}$ – тензор податливості.

Останній характеризує здатність континууму до деформації і слугує характеристикою його деформативності.

В даній статті мова йтиме про вплив магнітного поля на компоненти тензора $\boldsymbol{S}$ хрящової тканини, про фізичний механізм, що зумовлює такий вплив.

Як відомо авторам, це питання в літературі не висвітлювалось. Разом з тим, на нашу думку, його актуальність пов'язана із застосуванням магнітотерапії при лікуванні хвороб хрящової тканини (див., наприклад, [3] та ін.). Стаття є ідейним продовженням робіт [4, 5], присвячених вивченню деформативності хрящової тканини.

Цитування: Забашта Ю.Ф., Лазаренко М.М., Вергун Л.Ю., Булавін Л.А. Вплив магнітного поля на деформативність хрящової тканини: фізичний механізм. *Укр. фіз. журн.* **70**, №4, 244 (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/).

2. Ідеальний каркас хрящової тканини

В статті ідеться про гіалінову хрящову тканину. Як відомо (див., наприклад, [6] та ін.), основними компонентами такої тканини є вода та полімери: колаген (10–12%) та протеоглікани (7–8%). Встановлено [6], що колагенові ланцюги об'єднуються в волокна, які утворюють каркас. В проміжках між волокнами розташовуються протеоглікани та вода.

Модель каркаса запропонована в [6, 7]. Вважається, що в ідеалізованому вигляді таку модель можна представити як кубічну ґратку, утворену волокнами, які направлені уздовж головних осей інерції ґратки (рис. 1).

Позначимо головні осі цифрами 1, 2, 3. Оскільки ґратка, що зображена на рис. 1, має, за визначенням, кубічну сингонію, то компоненти тензора $\boldsymbol{S}$ в системі головних осей при двоіндексних позначеннях утворюють матрицю

$$S \equiv \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{12} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{11} & S_{12} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{12} & S_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{44} \end{pmatrix}. \tag{2}$$

Податливість колагенових волокон в напрямку їхніх осей за порядком величини дорівнює 10^{-11} Па$^{-1}$. Зважаючи на те, що волокна в хрящовій тканині займають приблизно 10% об'єму, маємо оцінку $S_{11} \sim 10^{-10}$ Па$^{-1}$. Очевидно, що інші компоненти повинні мати той самий порядок, тобто для моделі, про яку йдеться, має бути справедливою оцінка

$$S_{44} \sim 10^{-10}\ \text{Па}^{-1}. \tag{3}$$

В експерименті (див., наприклад, [6] та ін.) зазвичай отримують

$$S_{44} \sim> 10^{-6}\ \text{Па}^{-1}. \tag{4}$$

Разом з тим чисельні оцінки S_{44} (3, 4) змушують відмовитись від моделі, зображеної на рис. 1. При побудові структурної моделі хрящової тканини, яка б узгоджувалась з експериментальними даними щодо податливості, звернімося до механіки пористих середовищ (див., наприклад, [8] та ін.). В цьому розділі механіки фігурує уявлення про ідеальне пористе середовище. Каркас такого середовища є кубічна ґратка. Ця ґратка може бути

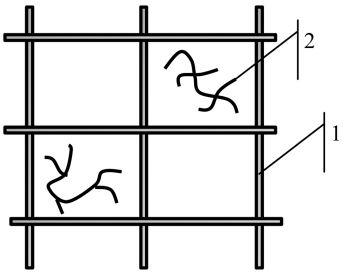


Рис. 1. Модель хрящової тканини: колагенові волокна (*1*), протеоглікановий ланцюг (*2*)

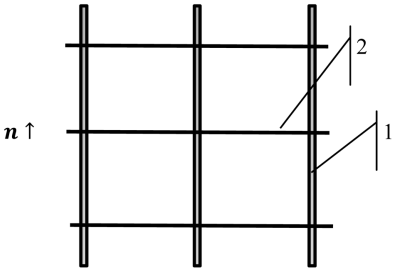


Рис. 2. Модель хрящової тканини з ідеальним стержневопластинчатим каркасом: колагенове волокно (*1*), протеоглікановий шар (*2*)

утворена або стержнями або пластинами. Відповідно вживають термін "стержневий (пластинчастий) ідеальний каркас" та "стержневе (пластинчасте) ідеальне пористе середовище".

Природно розглядати стержні як континуальну модель волокна. З цієї точки зору модель, зображена на рис. 1, є не що інше, як стержневе ідеальне середовище. Ця обставина підтверджує доречність використання досвіду механіки пористих середовищ при вивченні деформативних властивостей хрящової тканини. Авторами в [5] запропоновано модель ідеального каркаса, який складається із стержнів та пластин (рис. 2). В цьому каркасі пластини, зливаючись, утворюють шари, розташовані на однаковій відстані один від одного. Нормаль $\boldsymbol{n}$ до поверхні цих шарів паралельна осі стержнів. Такий каркас називатимемо стержневопластинчатим. Одиничний вектор $\boldsymbol{n}$ будемо називатимемо директором.

Як згадувалось, стержні – це колагенові волокна. Отож, протеоглікани входять виключно до складу шарів.

Ґратка, зображена на рис. 2, має тетрагональну сингонію. Відповідно компоненти тензора пода-

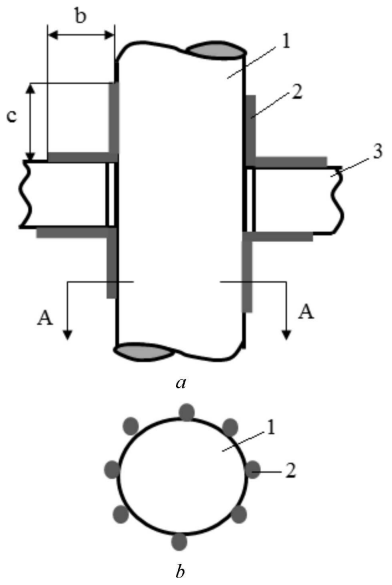


Рис. 3. Будова вузла ідеального каркаса: розріз по осі волокна (*a*), розріз по АА (*b*) (волокно (*1*), з'єднувальний ланцюг (*2*), шар (*3*))

тливості $\boldsymbol{S}$ в цьому випадку утворюють матрицю

$$S \equiv \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{11} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{13} & S_{13} & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{66} \end{pmatrix}. \tag{5}$$

Згідно з оцінкою (4) для хрящової тканини має виконуватись співвідношення

$$S_{44} \gg S_{11},\, S_{12},\, S_{33},\, S_{13},\, S_{66}. \tag{6}$$

Далі будемо називати S_{44} зсувною податливістю.

Позначимо h – товщина шару, а D – діаметр волокна. Вочевидь, співвідношення (6) вимагає виконання нерівності

$$h \ll D. \tag{7}$$

Ця нерівність означає, що осі ланцюгів, які утворюють шари мають розташовуватись переважно в площині, перпендикулярній до вектора $\boldsymbol{n}$.

3. Вузли ідеального каркаса

Мова йтиме про вузли ґратки, зображеної на рис. 2. Згідно з цим рисунком, такий вузол є ділянкою простору, де волокно зв'язується з шаром.

Розглянемо можливий варіант будови вузла (рис. 3). В цьому варіанті зв'язок між волокном і шаром реалізують адсорбовані колагенові ланцюги. Кожен такий ланцюг на ділянці з довжиною c зв'язаний з волокном. Тоді інша частина ланцюга з довжиною b зв'язана з шаром. З'єднувальні ланцюги утворюють дві перехідні зони: верхню та нижню.

Як бачимо з рис. 3, з'єднувальні ланцюги є фактично тими ланцюгами, що адсорбовані на поверхні волокна та шару. Ця обставина дозволяє використати в даному випадку підхід, який застосовується в теорії адсорбції (див., наприклад, [9] та ін.), а саме: представимо перехідну зону як двофазну систему. При цьому фазу А утворюють ланки адсорбованих ланцюгів, що контактують з шаром, а фазу В – ланки, що контактують з волокном. Вочевидь, згадані фази є двовимірними.

При такому підходові термодинамічний потенціал Φ перехідної зони може бути записаний у вигляді

$$\Phi = \sigma_{\mathrm{A}}\pi\,(D+2b) + \sigma_{\mathrm{D}}\pi D + \sigma_{\mathrm{B}}\pi D + \\ + \mu_{\mathrm{A}}N_{\mathrm{A}} + \mu_{\mathrm{B}}N_{\mathrm{B}}, \tag{8}$$

де μ_{A}, μ_{B} та N_{A}, N_{B} відповідно хімічні потенціали та кількості ланок, що утворюють фази А та В, σ_{A}, σ_{D}, σ_{B} – лінійні натяги на зовнішній межі фази А, на межі, що розділяє обидві фази, та на зовнішній межі В.

4. Реальний каркас хрящової тканини

В дійсності осі волокон, які входять до складу хрящової тканини, не розташовуються паралельно одна до одної в усьому об'ємі, зайнятому хрящовою тканиною. Цей об'єм можна представити як сукупність областей, де згадана паралельність зберігається наближено. Напрямок директора $\boldsymbol{n}$, взагалі кажучи, різний для різних областей. Для цього випадку каркас (називатимемо його реальним) набуває вигляду, показаному на рис. 4.

Згадані області називатимемо блоками. Межа блоків на рис. 4 зображена пунктирними лініями. Розмір блока позначимо через l, а $\boldsymbol{r}^{(j)}$ – радіус-вектор, який визначає положення j-го блока. Для директора цього блока введемо позначення $\boldsymbol{n}^{(j)}(\boldsymbol{r}^{(j)})$, а для тензорів податливості та магнітної сприйнятливості вказаного блока введемо позначення $\boldsymbol{S}^{(j)}(\boldsymbol{r}^{(j)})$ та $\chi^{(j)}(\boldsymbol{r}^{(j)})$.

Розглядаючи l як нескінченно малу величину, перетворюємо дискретну величину $\boldsymbol{r}^{(j)}$ на неперервну величину $\boldsymbol{r}$, записуючи наближену рівність

$$l \approx |d\boldsymbol{r}|, \tag{9}$$

і переходячи тим самим до функцій неперервного аргументу $\boldsymbol{n}(\boldsymbol{r})$, $\boldsymbol{S}(\boldsymbol{r})$ та $\boldsymbol{\chi}(\boldsymbol{r})$. Значення цих функцій в точці $\boldsymbol{r}$, називатимемо локальними значеннями відповідних величин.

5. Магнітне поле та структура хрящової тканини

Нехай, починаючи з певного моменту часу, хрящова тканини починає зазнавати дію зовнішнього магнітного поля з напруженістю $\boldsymbol{H}$. Як реакція на цю дію, в хрящовій тканині має виникнути поле намагніченості $\boldsymbol{M}(\boldsymbol{r})$, яке визначається формулою

$$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{r}) = \boldsymbol{\chi}(\boldsymbol{r}) \cdot \boldsymbol{H}. \tag{10}$$

Для густини f вільної енергії хрящової тканини, яка зазнає дію магнітного поля, маємо формулу

$$f = f_0 - \int\limits_0^H \boldsymbol{M} \cdot d\boldsymbol{H}, \tag{11}$$

де f_0 – значення f за відсутності магнітного поля.

Введемо позначення $\chi_\parallel$ та $\chi_\perp$ згідно з рівностями

$$\boldsymbol{M} = \chi_\parallel \boldsymbol{H} \quad (\boldsymbol{M} \| \boldsymbol{n}), \tag{12}$$

$$\boldsymbol{M} = \chi_\perp \boldsymbol{H} \quad (\boldsymbol{M} \perp \boldsymbol{n}). \tag{13}$$

Із використанням введених позначень формула (10) набуває [10] вигляду

$$f = f_0 - \frac{1}{2}\chi_\perp H^2 - \frac{1}{2}\left(\chi_\parallel - \chi_\perp\right)(\boldsymbol{n} \cdot \boldsymbol{H})^2. \tag{14}$$

Водночас з полем $\boldsymbol{M}(\boldsymbol{r})$ в хрящовій тканині має виникнути поле крутильних моментів. При цьому на кожен блок починає діяти крутильний момент

$$\boldsymbol{m}(\boldsymbol{r}) = \upsilon \boldsymbol{M}(\boldsymbol{r}) \times \boldsymbol{H}, \tag{15}$$

де $\upsilon \approx l^3$ – об'єм блока.

Цей момент намагається повернути блок в положення $\boldsymbol{n}(\boldsymbol{r}) || \boldsymbol{H}$, в якому вільна енергія $\upsilon F = f$ блока стає, як це видно з формули (14), рівною

$$F = \upsilon \left(f_0 - \frac{1}{2}\chi_\parallel H^2\right). \tag{16}$$

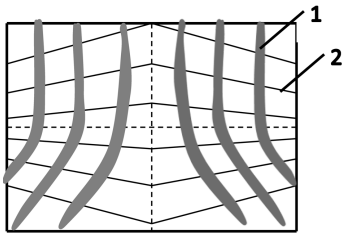


Рис. 4. Модель хрящової тканини з реальним стержневопластинчатим каркасом: колагенове волокно (*1*), протеоглікановий шар (*2*)

Поворот блока як цілого супроводжується значною деформацією матеріала, що оточує блок: виникають значні сили опору, які гальмують цей поворот. Хрящову тканину відносять до класу речовин, для якого значення компонентів тензора $\boldsymbol{\chi}$ порівняно невеликі. Тому малоймовірно, що крутильний момент (15) подолає згадані сили опору, і отже, можна стверджувати, що при дії магнітного поля блоки залишаються нерухомими.

Як це видно із формул (10), (11), (14), окрім повороту блоків, є ще один фактор, який може змінити вільну енергію блока після прикладення магнітного поля – це існування залежності

$$\boldsymbol{\chi} = \boldsymbol{\chi}(\boldsymbol{H}). \tag{17}$$

Вважатимемо, що таку залежність спричиняє поведінка адсорбованих ланцюгів.

Позначимо через Φ_0 – термодинамічний потенціал перехідної зони за відсутності магнітного поля. Адсорбовані ланцюги, з яких складається перехідна зона, контактують з водою. Отож, їхні ланки, як і ланки будь-яких інших білкових ланцюгів (див., наприклад [14] та ін.), іонізовані. Вочевидь, внаслідок дії магнітного поля хімічні потенціали цих ланок змінюються. Нехай, наприклад, ці зміни призводять до нерівності $\mu_\mathrm{A} < \mu_\mathrm{B}$. Тепер вихідний стан, якому відповідає значення Φ_0 термодинамічного потенціалу, стає нерівноважним, і перехідна система намагатиметься перейти в новий рівноважний стан, якому відповідає значення термодинамічного потенціалу $\Phi_1 < \Phi_0$. Перехід в цей стан в силу нерівності $\mu_\mathrm{A} < \mu_\mathrm{B}$ має супроводжуватись збільшенням числа ланок N_A, що входять до складу фази A. Як це видно з рис. 3, таке збільшення відбувається за рахунок "переповзання" адсорбованих ланцюгів з волокна на шар, внаслідок чого розмір b збільшується, а розмір c зменшується. Ін-

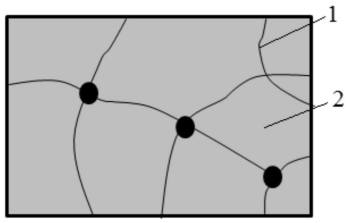


Рис. 5. Полімерна сітка гідрогеля: ланцюг (*1*), вода (*2*)

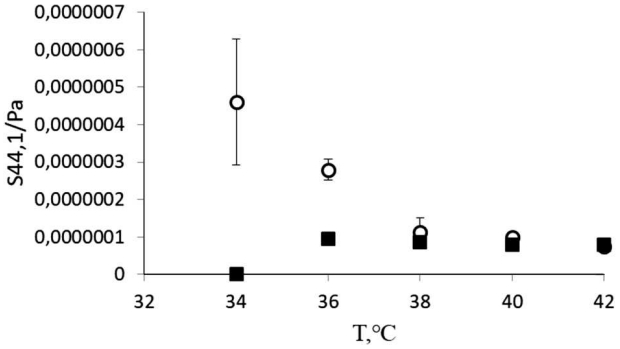


Рис. 6. Температурна залежність зсувної податливості S_{44}: ■ – при дії магнітного поля, ○ – за відсутності магнітного поля

шими словами, в результаті згаданого переповзання збільшується кількість полімерного матеріалу в напрямку, перпендикулярному директорові $\boldsymbol{n}$, і зменшується в напрямку, паралельному $\boldsymbol{n}$. В свою чергу, така перебудова змінює значення $\chi_{\parallel}$ та $\chi_{\perp}$, тобто, спричиняє залежність $\chi = \chi(H)$

6. Хрящова тканина як полімерний гідрогель

Як відомо (див., наприклад, [12] та ін.), на даний час значного розвитку набуло дослідження матеріалів, які іменують полімерними гідрогелями.

Існує два визначення згаданого класу матеріалів. Згідно з першим визначенням (див., наприклад, [13] та ін.) полімерний гідрогель – це система "полімер–вода", в якій полімерні ланцюги утворюють сітку (рис. 5).

Згідно з другим визначенням (див., наприклад, [14] та ін.) полімерний гідрогель – це система "полімер–вода", що є пористим середовищем, в якому пори заповнені водою. Очевидно, що приведені визначення не суперечать одне одному, перше стосується молекулярного, а друге – континуального структурного рівня.

Маючи на увазі друге визначення, хрящову тканину відносять до класу полімерних гідрогелів (див., наприклад, [7] та ін.). Відповідно за цією логікою модель стержнево-пластинчатого каркаса, введена для хрящової тканини (рис. 2), має зберігати силу для всього класу гідрогелів.

В цій моделі знаходить своє місце і полімерна сітка, зображена на рис. 5. Така сітка утворює шари стержнево-пластинчатого каркаса. Зважаючи на порівняно невелику товщину такого шару, ланцюги сітки мають розташовуватися паралельно поверхні шару.

7. Експеримент

Мета даного експерименту – перевірити реальність запропонованого механізму, що зумовлює вплив магнітного поля на структуру хрящової тканини.

Складність структури хрящової тканини ставить на порядок денний проблему використання модельних систем при дослідженні властивостей цієї тканини. При виборі модельної системи будемо виходити з висловленого вище припущення про застосовність моделі стержнево-пластинчатого каркаса як для хрящової тканини, так і для відповідної модельної системи.

Вище було показано, що дія магнітного поля на структуру хрящової тканини зводиться практично до перебудови перехідної зони, що складається із колагенових ланцюгів. Отож, модельною системою має бути гідрогель, в якому б адсорбовані ланцюги були колагеновими. Слідуючи цій логіці, як модельну систему було вибрано желатиновий гідрогель.

Вище було також показано, що при дії магнітного поля відбувається "повзання" з'єднувальних ланцюгів по поверхні шару, яка і змінює жорсткість шару.

В [5] встановлено, що значення локальної зсувної податливості S_{44} гідрогеля визначається жорсткістю шарів. З цього випливає така постановка експерименту: необхідно виміряти локальну зсувну податливість S_{44} желатинового геля, який зазнає дії магнітного поля. Якщо при цьому буде встановлено, що магнітне поле змінює величину S_{44}, то вищезгаданий механізм впливу магнітного поля є реальним.

В роботі використовувався харчовий желатин (bloom 200). Експеримент виконувався на кру-

тильному маятнику за методикою, викладеною в роботі [див., наприклад, 15]. Визначався модуль зсуву G. Використовувались зразки двох типів.

Зразки першого типу готували таким чином. В дистильовану воду з температурою 70 °C додавався желатин в такій кількості, аби забезпечити концентрацію розчину 12%. Утворена рідинна система "вода–желатин" для забезпечення однорідності постійно перемішувалась. Надалі охолодженою до кімнатної температури цією рідинною системою, наповнювались циліндричні поліетиленові кювети, які витримувались добу при температурі 18–20 °C, перед вимірюванням модуля зсуву.

Зразки другого типу готувались таким чином. Однорідна рідинна система "вода–желатин" витримувалась при температурі 40 °C в постійному магнітному полі з індукцією 1 мТл протягом 30 хвилин. Після витримки рідинної системи в магнітному полі вона охолоджувалась і нею наповнювались порожні поліетиленові кювети, які також попередньо були витримані в постійному магнітному полі з індукцією 1 мТл протягом 30 хвилин. Як і в першому випадку кювети разом із досліджуваною системою витримувались добу при температурі 18–20 °C до початку проведення експериментів.

Як показано в [5] локальну зсувну податливість S_{44} з модулем зсуву G хрящової тканини зв'язує формула

$$S_{44} = \frac{5}{2G}. \tag{18}$$

На рис. 6 наведено температурну залежність зсувної податливості S_{44} гідрогелю желатини та гідрогелю желатини після обробки магнітним полем

Аналіз рис. 6 показує, що магнітне поле змінює локальну зсувну податливість гідрогелю. Це узгоджується із запропонованим механізмом.

В даному конкретному випадку відбувається зменшення S_{44}. З точки зору згаданого механізму це означає, що з'єднувальні ланцюги під дією магнітного поля "переповзають" переважно на поверхню шарів, збільшуючи їхню жорсткість.

8. Висновки

З термодинамічної точки зору хрящова тканина є неоднорідним континуумом, який складається з областей (блоків), що мають різну деформативність.

Протеоглікани утворюють в кожному блоці сукупність шарів. Волокна і шари з'єднуються колагеновими ланцюгами. Такий ланцюг складається з двох ділянок: одна зв'язана з шаром, інша – з волокном. Ці з'єднувальні ланцюги утворюють дві перехідні зони навколо кожного контакту "шар–волокно".

Магнітне поле, взаємодіючи з електричними зарядами ланок адсорбованих ланцюгів, змінює термодинамічний потенціал перехідної зони. Термодинамічно більш вигідною стає конфігурація адсорбованих ланцюгів, для яких довжина ділянки, зв'язаної з шаром змінена порівняно із значенням за відсутності магнітного поля. Зміна довжини цих ділянок призводить до зміни вигинної жорсткості шарів. Саме ця жорсткість і визначає деформативність хрящової тканини.

1. О.Д. Луцик та ін. *Гістологія людини* (Київ, Книга плюс, 2010).
2. Л.А. Булавін, Ю.Ф. Забашта. *Фізична механіка полімерів* (Київ, Видавничий центр "Київський університет", 1999) [ISBN: 966-594-111-9].
3. О.С. Бур'янов, Т.М. Омельченко. *Остеоартроз* (Київ, "ЛЕНВІТ", 2009) [ISBN: 978-966-8995-31-6].
4. Л.А. Булавін, К.І. Гнатюк, Ю.Ф. Забашта, О.С. Свєчнікова, В.І. Цимбалюк. Зсувний модуль та пружність хрящової тканини. *Укр. фіз. журн.* **64** (4), 277 (2022).
5. Ю.Ф. Забашта, В.І. Ковальчук, О.С. Свечнікова, Л.Ю. Вергун, Л.А. Булавін. Деформація і структура хрящової тканини. *Укр. фіз. журн.* **69** (5), 329 (2024).
6. J. Eschweiler *et al.* The biomechanics of cartilage – An overview. *Life* **11**, 302 (2021).
7. F. Horkay, P. Basser. Composite hydrogel model of cartilage predicts its load-bearing ability. *J. Sci. Rep.* **10**, 8103 (2020).
8. N.C. Hilyand. *Mechanics of Cellular Plastic* (Applied Science Publisher LTD, 1982).
9. Y.J. Frenkel. *Kinetic Theory of Liquids* (Clarendon Press, 1946).
10. P.G. De Genes. *The Physics of Liquid Crystals* (Clarendon Press, 1979).
11. A.R. Khokhlov, A.Yu. Grosberg, V.S. Pande. *Statistical Physics of Macromolecules* (American Institute of Physics, 1994).
12. M. Karg *et al.* Nanogels and microgels: From model colloids to applications, recent developments, and future trends. *Langmuir* **35**, 6231 (2019).
13. P.G. De Gennes. *Scaling Concepts in Polymer Physics* (Cornell University Press, 1979).
14. V.C. Mow, S.C. Kuei, W.M. Lai, C.G. Armstrong. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments. *J. Biomech. Eng.* **102** (1), 73 (1980).

15. Л.А. Булавін, Ю.Ф. Забашта, Л.Ю. Вергун, О.С. Свечнікова, А.С. Єфіменко. Примежові шари та зсувна пружність системи "колаген–вода". *Укр. фіз. журн.* **64** (1), 34 (2019).

Одержано 02.10.24

Yu.F. Zabashta, M.M. Lazarenko,
L.Yu. Vergun, L.A. Bulavin

INFLUENCE OF MAGNETIC
FIELD ON CARTILAGE TISSUE
DEFORMABILITY: PHYSICAL MECHANISM

A structural model of cartilage tissue and the mechanism of influence of a magnetic field on the deformability of this tissue have been proposed. Proteoglycans are assumed to form layers whose surfaces are perpendicular to the direction of collagen fibers. The layers and the fibers are connected by adsorbed collagen chains. It has been shown that the magnetic field changes the arrangement of adsorbed chains. This leads to a change in the bending stiffness of the proteoglycan layers and, ultimately, a change in the deformability of the cartilage tissue as a whole. The proposed mechanism is testified making use of a model system. In the framework of this approach, the temperature dependences are obtained for the local shear compliance of a gelatin hydrogel subjected to a magnetic field. The experimental results agree with the proposed mechanism.

K e y w o r d s: cartilage tissue, deformability, magnetic field.