

## Концепція реологічної моделі екоантропогенної остеодеструкції

В. Мельник<sup>1\*</sup>, А. Шостак<sup>1</sup>, Ю. Мельник<sup>2</sup>, Н. Муляр<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Східноєвропейський національний університет імені Лесі Українки, м. Луцьк, Україна

<sup>2</sup>Луцький національний технічний університет, м. Луцьк, Україна

\*Corresponding author. E-mail: melnykjulka@gmail.com

Paper received 17.01.17; Accepted for publication 25.01.17.

**Анотація.** Стаття присвячена дослідженню порового простору зразків тканин кісток для встановлення їх фізичних характеристик на різних стадіях онтогенезу за результатами РЕМ-досліджень. Отримані стереолого-планіметричні дані порового простору зразків пренатального і постнатального розвитку. Проаналізовано отримані гістограми розподілу пор за площами та сумарними площами та оцінено внесок цих пор в загальний поровий простір. За допомогою запропонованої методики також проведено дослідження процесу мікротріщиноутворення при екоантропогенному навантаженні. Зроблено спробу використати більш узагальнений підхід, який врахував би типові фізичні закони моделювання.

**Ключові слова:** Растрова електронна мікроскопія (РЕМ), реологія, морфологія кісткової тканини, біоматеріалознавство, поровий простір.

**Вступ.** Питання взаємодії людини з природою, місця і ролі факторів зовнішнього середовища в онтогенезі людини набувають надзвичайної актуальності. Науково-технічна революція повсюдно проникає в людське життя, змінюючи його ритм, зовнішнє середовище, структуру захворюваності, межі здоров'я. На сьогоднішній день очевидно, що особливості будови, функції розвитку органів і систем живого організму значною мірою зумовлені екоантропогенними факторами зовнішнього середовища [1]. Світу відомо більше 4 млн. хімічних речовин, на ринку представлено більше 50-ти тисяч хімічних сполук, щорічно майже 1000 препаратів прописуються в промисловості, сільському господарстві, медицині, побуті. Всі вони загальносвітотві біосоціоантропогенні без національних кордонів, отрути широкого спектру дії з пролонгованими і депонуючими властивостями, здатні викликати безліч негативних ефектів. Як результат, проблема охорони здоров'я людини перетворилася на глобальну.

До середини 60-х років дослідження кісткової тканини на субмікронному рівні було утруднене, оскільки у дослідників не було досить надійного інструмента для вивчення надтонких структур [2,3]. Світлова оптика не забезпечувала потрібної роздільної здатності, щоб вивчати морфологію кісткової тканини, її окремих компонентів, тип контактів між ними, характер порового простору, орієнтацію пор в просторі. [4]

**Метою** роботи є розробка методики дослідження порового простору кісткової тканини тварин за допомогою РЕМ з подальшою обробкою у спеціалізованому програмному забезпеченні для встановлення кількісних та якісних показників на різних етапах розвитку організмів. На основі запропонованої методики

пропонується розглянути процес тріщиноутворення в кістковому матеріалі під дією екоантропогенного навантаження та застосувати узагальнену реологічну модель деструкції.

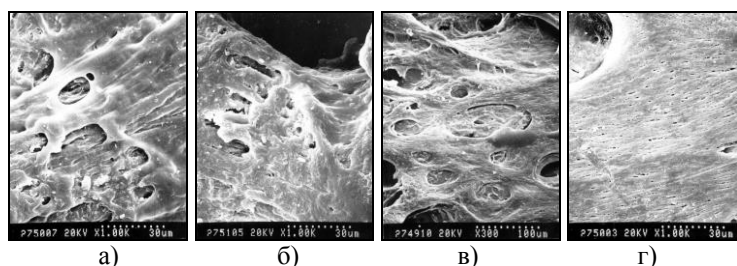
### Виклад основного матеріалу.

#### 1. РЕМ-стереологія порового простору деструктивно зміненої кісткової тканини

Однією з найбільш важливих ознак кістки, що в значній мірі визначає її властивості (міцність, еластичність та ін.), є поровий простір. Відомі в літературі дані [4,5] свідчать про зміни порового простору в процесі онтогенезу, екоантропогенних впливів тощо.

Пористість кістки характеризується загальним та диференційованим об'ємом пор, їх будовою і описується якісними і кількісними показниками. Основні з них – кількість, розміри, форма, орієнтація та взаємне розміщення пор [6,7]. Важливість цих параметрів не викликає сумніву. Нами досліджено поровий простір зразків кістки в період пренатального (*Bos taurus*) і постнатального (*Oryctolagus cuniculus*) онтогенезу [8]. Збір матеріалів проводився на експериментальній базі «Феофанія» Інституту зоології НАН України. Виконано РЕМ-фотографування зразків при збільшеннях 100, 300, 1000 і 5000<sup>x</sup> під кутом 0°, 6°, а також проведені кількісні дослідження мікроструктури за програмою «Stiman» [9]. Мікрофотографії (рис.1) виконані на растровому електронному мікроскопі «Hitachi S-800» (Японія). Всього по повній програмі стереологічної оцінки було проаналізовано чотири зразки (два – *Bos taurus*, два – *Oryctolagus cuniculus*).

На рис. 2 та рис. 3 показані дані стереологічного аналізу четвертого зразка (див. рис.1, г). Досліджуваний зразок – фрагмент *os dentale* молоді особи *Oryctolagus cuniculus* у віці 38 днів.



**Рис. 1, а, б, в, г.** Мікроструктура кісткової тканини покривної кістки черепа у *Bos taurus* і *Oryctolagus cuniculus*: а, б – *Os interparietale*, ембріон *Bos taurus*, 4 та 6 місяці розвитку; в, г – *Os dentale s. Mandibula, juv Oryctolagus cuniculus*, 5 та 38 днів.

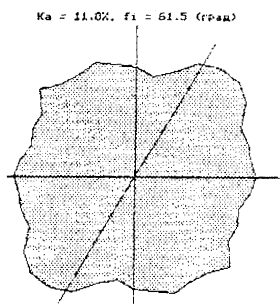


Рис.2. Орієнтація пор за фактором форми.

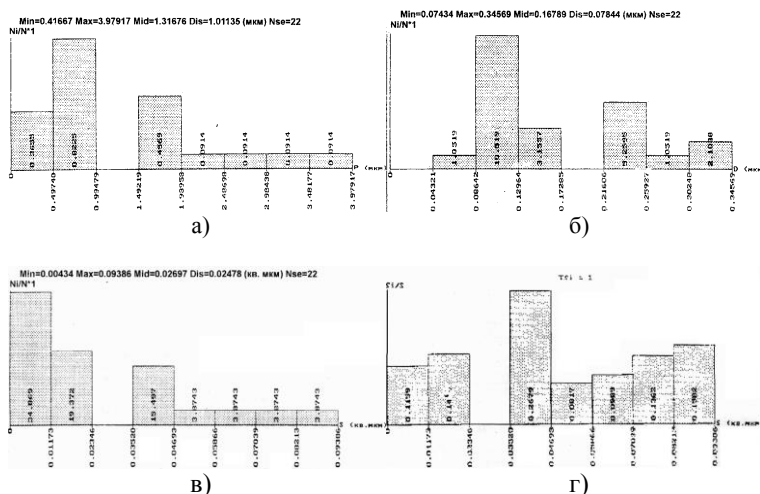


Рис.3. а, б, в, г. Гістограми розподілу пор за: а) периметром; б) еквівалентними діаметрами; в) площею; г) сумарною площею. Результати стереологічного аналізу цих зразків приведені на рис.4 і табл.1.

Досліджувався поровий простір зразків кісткової тканини норки американської (Mustela Vision) , рис.4, табл.1

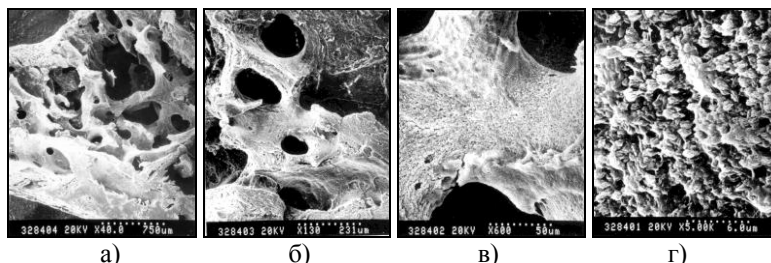


Рис. 4. а, б, в, г. РЕМ-мікрофотографії зразків кісткової тканини норки американської (Mustela Vision): а, б – структура голілки (околиці м. Чорнобиль, збільшення 40, 130 крат); в, г – структура грудного хребця (околиці м. Чорнобиль, збільшення 600, 5000 крат);

Таблиця 1. Підсумкова таблиця результатів структурного аналізу кісткової тканини голілки норки американської (Mustela vision)

Збільшення	100	200	400	800	1600	3200	64000	128000	
Розмір піксела	2,34	1,72	0,86	0,43	0,21	0,11	0,05	0,03	
Кількість пор								281421	
Пористість (%)								29,88	
Загальна площа пор (мкм <sup>2</sup> )								195774	
Загальний периметр пор (мкм)								883912	
Середній діаметр (мкм)								0,470336	
Середній площа (мкм <sup>2</sup> )								0,695663	
Середній периметр(мкм)								3,14089	
Питома поверхня (1/мкм)								1,14142	

Результати досліджень порового простору перекожливо підтвердили вікові зміни поверхневої структури кістки у тварин на різних стадіях ембріонального та постнатального розвитку. Спостерігається суттєва різниця в розподілі пор за фактором форми та розмірами. Максимальний середній діаметр спостерігається в ембріональних зразках і значно зменшується у постнатальних. Очевидно, процес формування стабільних діаметрів пор закінчується в цей період.

Для порівняння проводився кількісний аналіз губчастої кістки, ураженої хворобою Пертеса. Отримані результати наведені в таблицях 2 - 3 та на рисунках 5,6,7.

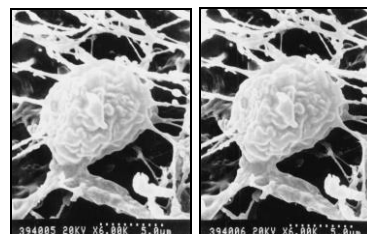


Рис.5. Приклад РЕМ-стереопари. Губчастої кістки.

Із одержаних даних видно, що загальна пористість зразка губчастої кістки  $n_v$  складає 40,43 %, а сам поровий простір представлений чотирма категоріями пор ( $D_1, D_2, D_3, D_4$ ). Із кривої розподілу пор за еквівалентними діаметрами бачимо, що найбільш багаточисельна категорія складена ультрамікропорами  $D_1$  з еквівалентними діаметрами 0,1039–0,4591 мкм. Далі йдуть тонкі мікропори  $D_2 = 0,4591–0,8680$  мкм, дрібні

$D_3 = 0,8680 - 9,4595$  мкм і крупні  
 $D_4 = 9,4595 - 74,3715$  мкм.

За допомогою гістограм розподілу пор за площами та сумарними площами було оцінено внесок цих пор в поровий простір. Хоча ультрамікропори  $D_1$  багаточисельні, але через дуже малий розмір частка їх в загальній пористості ( $N$ ) складає всього 6,7%. Ще мен-

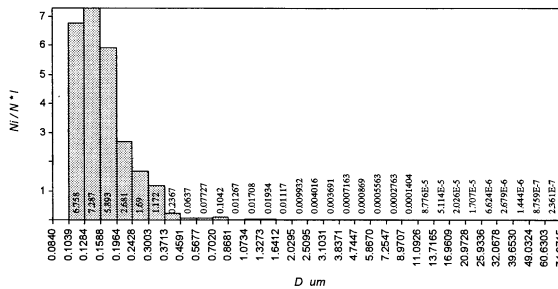
ший вклад в загальну пористість вносять тонкі мікропори  $D_2$ . Їх вклад ( $N$ ) складає всього 2,8%. Не дивлячись на те, що кількість крупних мікропор набагато менша за всі останні, через свій великий розмір вони складають основну частину порового простору – 53%. Кількість дрібних мікропор в поровому просторі складає 37,5%.

Таблиця 2. Кількісний аналіз губчастої кістки, ураженої хворобою Пертеса

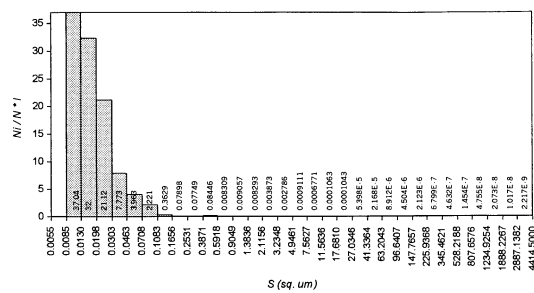
Зразок	Морфологічний параметр	$D_1$	$D_2$	$D_3$	$D_4$	$n, \%$	$K_a, \%$ збільш. 250 $\times$
Зразок №1 хвороба Пертеса	$D, \text{мкм}$	0,1039- 0,4591	0,4591- 0,8680	0,8680- 9,4595	9,4595- 74,3715	40,43	11,73
	$N, \%$	6,7	2,8	37,8	53,0		
	$K_f$	0,46-0,56	0,82-0,99	0,26-0,31	0,12-0,15		

Таблиця 3. Кількісні характеристики структурного аналізу зразка губчастої кістки.

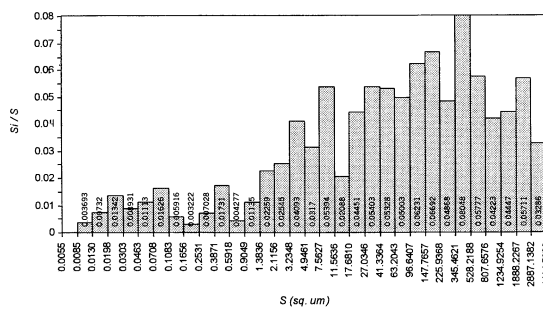
Збільшення M та розмір елемента розбиття L								
M	250	500	1000	2000	4000	8000	16000	32000
L (мкм)	0.563	0.281	0.141	0.070	0.035	0.018	0.009	0,004
Кількість пор	295311							
Пористість (%)	40,4345							
Загальна площа пор (мкм <sup>2</sup> )	134334,5625							
Загальний периметр пор (мкм)	696753,0625							
Середній діаметр (мкм)	0,2836							
Середня площа (мкм <sup>2</sup> )	0,4549							
Середній периметр(мкм)	2,3594							
Питома поверхня (1/мкм)	2,1001							



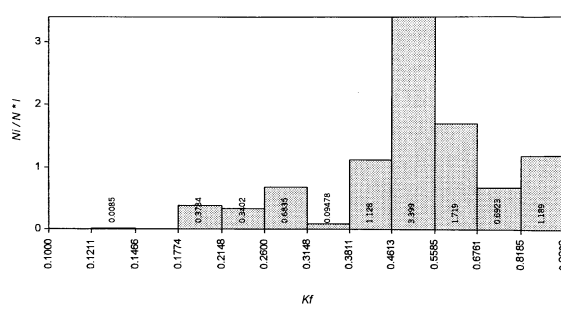
а)



б)



в)



г)

Рис. 6. а, б, в, г. Гістограма розподілу за: а) еквівалентними діаметрами; б) площами пор; в) сумарними площами пор; г) фактором форми пор.

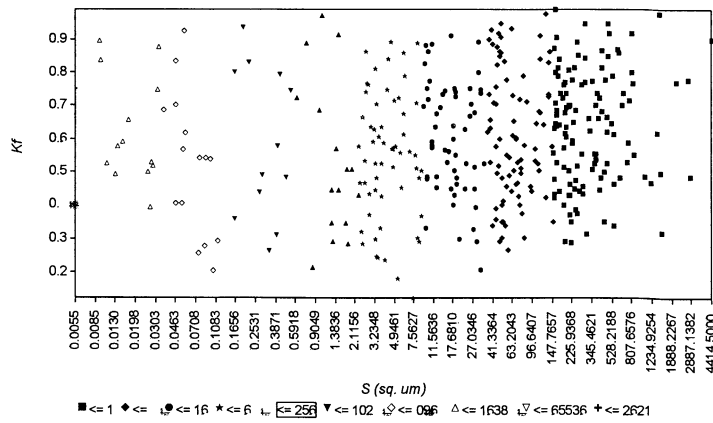


Рис. 7. Гістограма розподілу «фактор форми – площа» пор.

Таким чином можна сказати, що в основному поровий простір досліджуваного зразка створений крупними і дрібними мікропорами.

Із гістограми розподілу пор за фактором форми та графіка залежності фактора форми від їх площі бачимо, що в поровому просторі зразка переважають слабо видовжені ( $K_f = 0,46-0,56$ ) та ізометричні ( $K_f = 0,82-0,99$ ) крупні і дрібні мікропори. В меншій кількості присутні сильно видовжені ( $K_f = 0,26-0,31$ ) та шпариноподібні ( $K_f = 0,12-0,15$ ) тонкі і ультрамікропори. В результаті орієнтаційного аналізу, виконаного за методом градієнта інтенсивності сигналу, виявилось, що мікроструктура в загальному має слабу ступінь орієнтації структурних елементів, про що говорить низьке значення коефіцієнта анізотропії ( $K_f = 11,73\%$ ) [9].

**2. Мікромеханізм деструкції кістки в процесах екоантропогенного навантаження.**

З біомеханіки відомо [9], що міцність кісткової тканини залежить від хімічного складу [2,4,8], загальної структури, кількості і міцності компонентів, орієнтації основних компонентів вздовж поздовжньої осі кістки, віку, щільності, індивідуальних умов росту відповідного організму, умов зберігання експериментальних зразків кісткової тканини, ділянки кістки, з якої виготовлено зразок і т.д.

Вивчення з допомогою РЕМ архітекtonіки кісткової тканини з позицій механіки руйнування дозволило

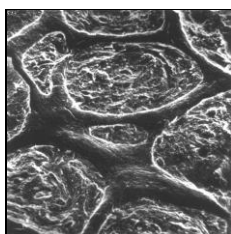


Рис.9. РЕМ-мікрофотографія компактної речовини після випробування на стиск. Збільшення 620 $\times$ .

Рух фронту тріщини, яка поширюється стабільно, можна вважати як поширення автохвильових деформацій у результаті спонтанного пересування ушко-

більш поглиблено з'ясувати можливий механізм зародження і руйнування мікротріщин при дії зовнішніх навантажень, а також оцінити можливі шляхи гальмування їх подальшого розвитку. Із фактографічних досліджень встановлено, що осередками руйнування кістки при статодинамічних навантаженнях є мікротріщини розміром близько 10 мкм. На рис. 8 (а, б) показано зародження мікротріщини в центральному каналі остеона [4].

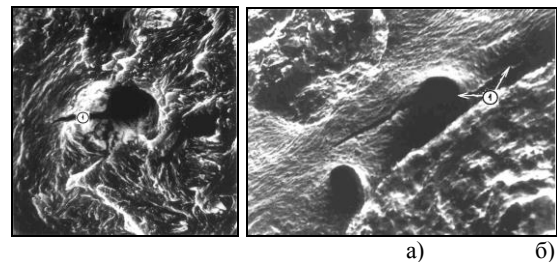


Рис. 8, а, б. РЕМ-мікрофотографії зародження тріщини в центральному каналі остеона (1), Збільшення 1650 $\times$ .

Саме ці канали слід розглядати як основні концентратори напруг при навантаженнях, що значно перевищують фізіологічні, оскільки в процесі навантаження в зонах центральних каналів виникають критичні напруження і вони є границями з ослабленими міжмолекулярними зв'язками. Досягнення критичних напружень приводить до злиття каналів (рис.9-10). Цей процес є незворотним і завершується появою однієї або декількох магістральних мікротріщин, а отже, і площин руйнування.

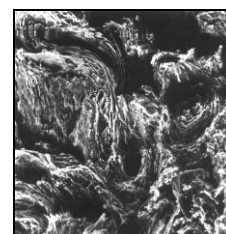


Рис. 10. РЕМ-мікрофотографія поверхні руйнування зразка кісткової тканини з витягуванням окремих остеонів з матрикса. Збільшення 150 $\times$ .

джен із більш напруженої в менш напружену область кістки як твердого тіла.

Із фактографічних досліджень поверхонь злому зразків кістки виявлено, що павутиноподібне поши-

рення вторинних мікротріщин, післядією якого є остаточне руйнування, визначається мікронеоднорідностями розмірами 1-10 мкм, розташованими на деякій глибині від поверхні злому. [12]. Якщо при поширенні мікротріщини в її вершині відбувається різке збільшення радіуса, то настає гальмування руху і зупинка. Цей принцип добре відомий в механіці руйнування. Для кісткової тканини зонами зупинки тріщин можуть служити численні канали, але щільність їх має бути досить високою для реалізації цього принципу. У кістковій тканині є також кісткові ламелі, у яких спостерігається різний напрямок колагенових волокон, які, очевидно, можуть бути зонами гальмування мікротріщин.

### 3. Реологічна модель деструкції кісткової тканини.

Нами зроблено спробу використати більш узагальнений підхід, який врахував би не тільки зміну у структурі (на мікро- та субмікроструктурному рівнях), але й типові фізичні закони моделювання. Такий підхід особливо важливий, оскільки в наш час спостерігається тенденція застосування в ортопедичній практиці нових штучних матеріалів (наприклад, біо-керамічних покриттів тощо). Для різнобічного їх дослідження, зокрема комп'ютерного, необхідна реологічна модель, для розробки якої скористаємося теорією Больцмана – Вольтеррі [11], рівняння якої подамо у вигляді інтегрального рівняння Вольтеррі другого роду:

$$e_{ij}(t) = \frac{S_{ij}(t)}{2G} + \frac{1}{2G} \int_0^t K(t-\tau) S_{ij}(\tau) d\tau \quad (1)$$

де  $e_{ij}(t)$  і  $S_{ij}$  – компоненти девіатора тензора деформацій і напруження на момент часу  $t$ ;  $e_{ij}, \sigma_{ij}$  ( $i, j = 1, 2, 3$ ) – компоненти тензорів деформацій і напружень;  $G = E/2(1+\nu)$  – модуль зсуву;  $E$  - модуль Юнга;  $\nu$  – коефіцієнт Пуассона;  $\tau$  – час, що передував  $t$ ;  $K(t)$  – функція впливу;  $\delta_{ij} = \begin{cases} 1(i=j) \\ 0(i \neq j) \end{cases}$  – дельта Кронекера.

У рівнянні (1) перший доданок в правій частині – пружна деформація, а другий – в'язкопружна деформація.

В умовах складного напруженого стану при постійних навантаженнях, тобто  $S_{ij} = S_{ij}^0$ , рівняння (1) матиме вигляд

$$e_{ij}(t) = \frac{S_{ij}^0}{2G} \left[ 1 + \int_0^t K(\tau) d\tau \right] \quad (2)$$

Диференціюємо обидві частини (6.86) за  $t$  і розв'яжемо відносно  $K(t)$ :

$$K(t) = \frac{2G}{S_{ij}^0} \cdot \frac{de_{ij}}{dt} \quad (3)$$

Функція впливу  $K(t)$  є сингулярною, тобто при

$$t = 0, \Rightarrow de_{ij}/dt \rightarrow \infty, \Rightarrow K(0) = \infty = 0,$$

і графік такої функції  $K(t)$  можна побудувати за результатами диференціювання кривої повзучості  $e_{ij}(t) \sim t$ .

На практиці часто користуються аналітичною формою запису функцій впливу, що містить деяку кількість параметрів, які необхідно визначити за експериментальними даними. Такі сингулярні функції добре описують швидкість релаксаційних процесів, якщо містять достатню кількість параметрів, які разом з пружними постійними є механічними характеристиками кісткової тканини. Більш детально ці питання висвітлені в роботі [1,7,8].

Для визначення механічних характеристик кісткової тканини за даними біомеханічних дослідів можна скористатись наближеним методом – методом сумішень. Суть його полягає в порівнянні (суміщенні) експериментальної кривої  $K_e \sim t$  з подібною їй із табличних теоретичних кривих  $K_\tau \sim t$ , отриманих для різних параметрів функцій впливу  $\alpha, \beta, A$  в логарифмічній системі координат. Після графічного суміщення, параметри теоретичної кривої із урахуванням різниці по осі абсцис (часу)  $t_\tau = Kt_e$  приписуються експериментальній кривій, тобто:

$$\alpha_e = \alpha_\tau = \alpha; \quad A_e = K^\alpha A_\tau; \quad K = t_\tau/t_e \quad (4)$$

В результаті отримуються  $\alpha_e, \beta_e, A_e$ :

$$K_e(t_e) = \frac{e^{-\beta_e t_e}}{t_e} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{[A_e \Gamma\{\alpha_e\}]^n t_e^{n\alpha_e-1}}{\Gamma(\alpha_e n)} \quad (5)$$

Такий підхід є широко вживаним, оскільки для встановлення параметрів сингулярного ядра  $K_\tau(t)$  є бібліотека з достатньою кількістю теоретичних кривих функцій  $K_\tau \sim t$ , які обчислені для широкого діапазону значень параметрів  $\alpha, \beta, A$  з інтервалом часу  $t \geq 0.0001$ .

Встановлено [4,11], що характер руйнування компактної кісткової тканини залежить від швидкості деформування. При малих швидкостях процес руйнування починається з утворення мікротріщин на поверхнях поділу між структурними елементами кісткової тканини, їх повільного росту і утворення нерівної поверхні руйнування з витягуванням остеонів з міжостеонної речовини. Енергія, витрачена на руйнування, йде в основному на подальше поширення тріщини, а в меншій мірі – на їх утворення. При великих швидкостях тріщини поширюються через всі структурні елементи і утворюється дрібно шорстка поверхня руйнування. Якщо при малих швидкостях деформування процес руйнування можна розглядати як в'язкий, то при більших швидкостях він крихкий. Перехідна область від одного виду руйнування до іншого залежить від виду напруженого стану: для стиснення вздовж повздовжньої осі вона відповідає швидкості деформування порядку  $0,002c^{-1}$ , для розтягу –  $0,01 c^{-1}$ .

Значний практичний інтерес має механічна поведінка компактної кісткової тканини при малоцикловому деформуванні, а також при випробуваннях на втомленість. Адже у звичайних фізіологічних умовах кістка найчастіше піддається впливу саме періодично змінюваних навантажень.

Пропонується [9] зв'язок між напруженням  $\sigma_{11}$ , деформацією  $\varepsilon_{11}$  та часом  $t$  представляти у вигляді:

$$\sigma_{11}(t) = E_1 \varepsilon_{11}(t) - E_1 \int_0^t \varepsilon_{11}(s) R(t-s, \dot{\varepsilon}_{11}) ds \quad (5)$$

$$\sigma_{11}(\dot{\varepsilon}_{11}) = E_1 \varepsilon_{11} - E_1 \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p} \sum_{i=1}^n b_i \tau_i \left[ \frac{\varepsilon_{11}}{\tau_i \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}} + \exp\left(-\frac{\varepsilon_{11}}{\tau_i \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}}\right) - 1 \right] \quad (7)$$

Якщо  $n=2$ , то

$$\sigma_{11}(\dot{\varepsilon}_{11}) = E_1 \varepsilon_{11} - E_1 \cdot \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p} \left[ \left\{ b_1 \tau_1 \frac{\varepsilon_{11}}{\tau_1 \cdot \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}} + \exp\left(-\frac{\varepsilon_{11}}{\tau_1 \cdot \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}}\right) - 1 \right\} + b_2 \tau_2 \left[ \left\{ \frac{\varepsilon_{11}}{\tau_2 \cdot \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}} + \exp\left(-\frac{\varepsilon_{11}}{\tau_2 \cdot \dot{\varepsilon}_{11}^{1-p}}\right) - 1 \right\} \right] \right] \quad (8)$$

Для цієї моделі на основі експериментальних даних [7] отримані наступні значення:  $p=0,95$ ;  $b_1=23,564$ ;  $b_2=0,75$ ;  $\tau_1=0,59c$ ;  $\tau_2=0,20c$  для кісткової тканини з вологоємністю  $W=8,5\%$ . Має місце нелінійна залежність з модулем пружності порядку  $E_1^0 \cong 1470$  МПа.

#### Висновки і перспективи подальших досліджень

1. Застосування теорії повзучості або релаксації деформації [10,13] для реології кісткової тканини є перспективним. Але в цьому напрямку потрібні більш ґрунтовні дослідження, особливо коли кісткову тка-

нину розглядати з позицій біоматеріалознавства як анізотропний гетерогенний біокомпозит.

2. Гетерогенність механічних властивостей компактної речовини кістки в напрямку головних осей анізотропії обумовлена особливостями її архітекτονіки, а наявність у кістковій тканині об'ємної, просторово орієнтованої системи внутрікісткових просторів є відмінною рисою її як природного біокомпозиту в порівнянні зі штучними аналогами. Концентрація, розміри пор і каналів, що утворюють систему внутрішньокісткових просторів, обумовлюють багатостадійність руйнування.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. К.П. Мельник. Локомоторный аппарат млекопитающих / Мельник К.П., Клыков В.И. // АНУ, Київ, Наукова думка. -1999. - 206 с.
2. Н.В. Родионова. Структурно-функциональные изменения в клетках костной ткани в условиях космического полета / Родионова Н.В., Каткова Е.В., Нестеренко О.Н., Скрипченко Е.В. // ISSN 1561-8889. Космична наука і технологія. - 2015. - Т.21. - №3. - с. 48-53.
3. Н.В. Родионова. Пролиферация и ультраструктура периваскулярных клеток в зонах ремоделирования костной ткани при снятии опорной нагрузки / Н. В. Родионова, Е. В. Скрипченко, Е. В. Каткова. // ISSN 2079-8334. Світ медицини та біології - 2013. - №2(49). - с. 120-123.
4. Ю. Денисов-Никольский. Актуальные проблемы теоретической и клинической остеоартрологии. / Денисов-Никольский Ю., Миронов С., Омеляненко Н., Матвейчук И. // Москва, 2005. - 335 с.
5. Г. Автандилов. Системная стереометрия в изучении патологического процесса. / Автандилов Г., Яблучанский Н., Губенко Г. // М.: Медицина, 1981. -192 с.
6. В.М. Мельник. Методи стереологічної та стереометричної оцінки структури кістки в пре- та постнатальному онтогенезі ссавців / Мельник В.М., Лихотоп Р.Й. //1-й Національний Конгрес анатомів, гістологів та топографоанатомів України. -Івано-Франківськ, 1994. -С.118-119.
7. Мельник В.М., Шостак А.В. Кількісна стереомікрофрактотрофія // Монографія / Ред.-видавн. Відділ «Вежа» Волинського національного університету імені Лесі Українки. - Луцьк, 2010. - 457 с.
8. В.М. Мельник. Пространственное моделирование и применение современных методов стереологической и стереометрической оценок в биологии и медицине / Мельник В.Н., Лихотоп Р.И. // Укр. ж-л медич. техніки і технологій, 1998. - №3. -С.19-20.
9. В.Н. Соколов. Програмно-аппаратный комплекс для исследования микроморфологии поверхности твердых тел по РЭМ-изображениям. / Соколов В.Н., Юрковец Д.И., Разгулина О.В., Мельник В.М. //Поверхность, 1998. - №1. - С.33-41.
10. И. Образцов. Оптимальные биомеханические системы. / Образцов И., Ханин М. // : Медицина, 1989. - 250 с.
11. Вольтерра В. Математическая теория борьбы за существование. -М.: Наука, 1976.-285с.
12. Оганов В. Проявление адаптации в структурно-функциональных изменениях костно-мышечной системы млекопитающих в космическом полете //Космическая

біологія и авиакосмическая медицина // Тезисы докладов X конф. – М.: Слово, 1994. – С.14-15.

13. Работнов Ю.Н. Элементы наследственной механики твердых тел. -М.: Наука, 1977. -383с.

#### REFERENCES

1. K.P. Melnik. Lokomotornyiy apparat mlekopitayuschih /Melnik K.P., Klyikov V.I. //ANU, KiYiv, Naukova dumka. - 1999. – 206 s.
2. N.V. Rodionova. Strukturno-funktsionalnyie izmeneniya v kletkah kostnoy tkani v usloviyah kosmicheskogo poleta / Rodionova N.V., Katkova E.V., Nesterenko O.N., Skripchenko E.V. //ISSN 1561-8889. Kosmichna nauka I tehnologiya. – 2015. – T.21. - #3. – s. 48-53.
3. N.V. Rodionova. Proliferatsiya i ultrastruktura perivaskulyarnyih kletok v zonah remodelirovaniya kostnoy tkani pri snyatii opornoj nagruzki / N. V. Rodionova, E. V. Skripchenko, E. V. Katkova. // ISSN 2079-8334. SvIt meditsini ta bIllogiyi – 2013. - #2(49). – s. 120-123.
4. Yu. Denisov-Nikolskiy. Aktualnyie problemyi teoreticheskoy i klinicheskoy osteoartrologii./ Denisov-Nikolskiy Yu., Mironov S., Omelyanenko N., Matveychuk I. //Moskva, 2005. – 335 s.
5. G. Avtandilov . Sistemnaya stereometriya v izuchenii patologicheskogo protsessa./ Avtandilov G., Yabluchanskiy N., Gubenko G// M.: Meditsina, 1981. -192 s.
6. V.M. Melnik. Metodi stereologichnoyi ta stereometrichnoyi otsinki strukturi kIstki v pre- ta postnatalnomu ontogenezi ssavtstv / Melnik V.M., Lihotop R.Y. //1-y Natsionalniy Kongres anatomiv, gIstologiv ta topografoanatomiv UkraYini. -Ivano-FrankIvsk, 1994. -S.118-119.
7. 6. Melnik V.M., Shostak A.V. KIlkIsna stereomIkrofraktoGRAfIya // MonograFya / Red.-vidavn. VIddlI «Vezha» Volinskogo natsIonalnogo unIversitetu ImenI LesI UkraYinki. – Lutsk, 2010. – 457 s.
8. V.M. Melnik. Prostranstvennoe modelirovanie i primeneniie sovremennyih metodov stereologicheskoy i stereometricheskoy otsenok v biologii i meditsine / Melnik V.N., Lihotop R.I. // Ukr. zh-l medich. tehnIki I tehnologIy, 1998. – #3. – S.19-20.
9. V.N. Sokolov. Programno-apparatnyiy kompleks dlya issledovaniya mikromorfologii poverhnosti tverdyih tel po REM-izobrazheniyam./ Sokolov V.N., Yurkovets D.I., Razgulina O.V., Melnik V.M. //Poverhnost, 1998. - #1. – S.33-41.
10. I. Obraztsov. Optimalnyie biomechanicheskie sistemyi. / Obraztsov I., Hanin M. // .: Meditsina, 1989. – 250 s.
11. Volterra V. Matematicheskaya teoriya borbyi za suschestvovanie. –M.: Nauka, 1976.-285s.
12. Oganov V. Proyavlenie adaptatsii v strukturno-funktsionalnyih izmeneniyah kostno-myishechnoy sistemyi mlekopitayuschih v kosmicheskom polete //Kosmicheskaya blologiya i aviakosmicheskaya meditsina // Tezisyi dokladov H konf. – M.:Slovo, 1994. – S.14-15.
13. Rabotnov Yu.N. Elementyi nasledstvennoy mehaniki tverdyih tel. -M.: Nauka, 1977. -383s.

#### The concept of rheological model of bone tissue ecoanthropogenic destruction

V. Melnyk, A. Shostak, Y. Melnyk, N. Mulyar

**Abstract:** The pore space of bone's samples to determine their physical characteristics at different stages of ontogenesis by the results of SEM studies is considered in the article. The pore space stereological-planimetric data of prenatal and postnatal growth samples is obtained. The analysis obtained histogram distribution of pore areas by the total area and assessed the contribution of the pores in the total pore space. With the proposed methodology and the research process at the microcrack under ecoanthropogenic overweight. An attempt was made to use a more general approach that would take into account the common laws of physics simulation.

**Keywords:** scanning electron microscopy (SEM), rheology, bone morphology, biomaterials science, pore space.

#### Концепция реологической модели эоантропогенной остеодеструкции

В. Мельник, А. Шостак, Ю. Мельник, Н. Муляр

**Аннотация.** Статья посвящена исследованию порового пространства образцов тканей костей для установления их физических характеристик на разных стадиях онтогенеза по результатам РЭС-исследований. Полученные стереолого-планиметрические данные порового пространства образцов пренатального и постнатального развития. Проанализированы полученные гистограммы распределения пор по площадям и суммарными площадями и оценен вклад этих пор в общее поровое пространство. С помощью предлагаемой методики проведено исследование процесса микротрещинообразования при эоантропогенной нагрузке. Сделана попытка использовать более обобщенный подход, который учел бы типичные физические законы моделирования.

**Ключевые слова:** Растровая электронная микроскопия (РЕМ), реология, морфология костной ткани, биоматериаловедение, поровое пространство.