

С.О. ФІЛІМОНОВ, Л.О. АВЕР'ЯНОВА, канд. техн. наук

**МОДЕЛЮВАННЯ ФАНТОМА ЗРІЗУ
ТРАБЕКУЛЯРНОЇ ТКАНИНИ ХРЕБЦЯ ЛЮДИНИ
ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЙОГО КТ-РЕКОНСТРУКЦІЇ**

Вступ

Губчаста тканина хребця відіграє ключову роль у забезпеченні структурної цілісності тіл хребців та біомеханічній стабільності хребта в цілому. З віком або під впливом патологій, таких як остеопороз, відбуваються дегенеративні зміни в мікроархітектурі трабекулярної тканини, що призводить до зменшення щільності кісткової тканини, підвищення ризику компресійних переломів хребців. Своєчасна та точна оцінка мікроструктури губчастої тканини є критично важливою як для діагностики, так і для прогнозування перебігу остеопоротичних змін [1].

У клінічній практиці оцінку мікроструктури трабекулярної тканини здійснюють за допомогою рентгенівських методів, як то двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія (DEXA) та кількісна комп'ютерна томографія (QCT). Лабораторним методом дослідження мікроархітектури кісткових структур є мікро-КТ (μ СТ) [2–4]. Попри широке застосування DEXA як стандарту в оцінці мінеральної щільності кісткової тканини (МЩКТ), цей метод не дозволяє досліджувати зміни мікроархітектури трабекул. Натомість QCT надає тривимірні об'ємні дані, які дають змогу узагальнено аналізувати МЩКТ як у кортикальній, так і у трабекулярній компонентах, що широко використовується у клінічній діагностиці, включаючи скринінг та моніторинг остеопорозу [3–12]. Проте просторової роздільної здатності клінічної КТ недостатньо для відображення мікроструктурної організації трабекулярної тканини. Крім того, КТ характеризується наявністю шумів, пов'язаних із розсіянням рентгенівських фотонів, флуктуаціями сигналів в детекторах та артефактами реконструкції. Ці фактори призводять до розмиття границь трабекул, погіршення сегментації та значних похибок у морфометрії. Мікро-КТ вважається “золотим стандартом” для *in vitro* візуалізації мікроструктури кістки з просторовим розрізненням, яке дозволяє ідентифікувати окремі трабекули, їхню товщину, кількість та взаємне розташування. Така точність забезпечує надзвичайно високу інформативність при побудові цифрових моделей кісткової архітектури. Проте ця технологія не може бути застосована для рутинної клінічної діагностики через радіаційне навантаження, обмежений розмір зразка та неможливість сканування *in vivo*, мКТ має переважно дослідницьке застосування.

Спроби отримання кількісних характеристик кісткового статусу за результатами рутинної КТ потребують створення стандартизованих умов дослідження як на етапі сканування, так і при постобробці отриманих даних. Оцінка адекватності визначення кісткового статусу за реальними КТ-даними має проводитись на основі результатів обчислювальних експериментів з моделювання всіх стадій їх отримання. Це, в свою чергу, створює потребу в розробці морфологічно подібних цифрових 2D або 3D фантомів, що дозволяють моделювати трабекулярну структуру кістки та в подальшому вивчати вплив різних чинників процесу (шум, способи фільтрації, алгоритми реконструкції тощо) на точність визначення морфометричних показників.

Цифрові фантоми – це тестові об'єкти, що використовуються для початкового тестування та оптимізації методів медичної візуалізації, проте вони не можуть відображати усі складні властивості реальної біологічної тканини [5]. Такі фантоми широко застосовуються також в біомеханічному моделюванні, чисельних експериментах і тестуванні алгоритмів сегментації КТ-зображень.

Методологія створення цифрового фантому губчастої кістки

На першому етапі дослідження генерується бінарне зображення, яке відтворює типову мікроархітектуру губчастої кістки, якою вона відображається на мікро-КТ (рис. 1). Світлі пікселі позначають трабекули, а темні – міжтрабекулярний простір. Розмір зображення становить 512×512 пікселів, що еквівалентно площі 8.83×8.83 мм², з умовною просторовою роздільністю близько 20 мкм/піксель [13]. Це дозволяє детально відобразити варіативну форму, орієнтацію й густину розташування трабекулярних елементів кісткової тканини у перерізі (рис. 1).

Нормалізація зображення. Реконструйовані матриці інтенсивностей масштабували до діапазону $[0, 1]$:

$$Inorm(x, y) = (I(x, y) - Imin) / (Imax - Imin), \quad (1)$$

де $Imin$, $Imax$ – мінімальне та максимальне значення інтенсивності у зрізі. Це забезпечує співставність результатів та коректну візуалізацію гістограм.

Обрізання хвостів (кліпінг). Для зменшення впливу викидів застосовано обмеження значень пікселів на основі перцентилів:

$$Iclip(x, y) = \{ L, \text{ якщо } I(x, y) < L; U, \text{ якщо } I(x, y) > U; I(x, y) - \text{інакше}, \quad (2)$$

де L , U – зменшує вплив шумових піків та стабілізує вигляд гістограм.

Зображення було нормалізовано до діапазону $[0, 1]$ відповідно до стандартів MATLAB, де 1 відповідає щільній кістковій тканині, 0 – фоновій області. Такий підхід забезпечує повний контроль над геометричними характеристиками моделі до проведення КТ-моделювання, що критично для подальшого аналізу впливу чинників реконструкції. Отриманий фантом слугує еталонною моделлю для симуляцій, чисельного аналізу та порівняння з реальними мікро-КТ-знімками [11].

Радон-перетворення фантомного зображення

Перетворення Радона є математичною моделлю процесу проходження рентгенівського пучка через об'єкт під різними кутами. Воно дозволяє отримати синограму – 2D-матрицю, де кожен стовпчик відповідає сумарній щільності поглинання матеріалу вздовж відповідного напрямку в залежності від проєкційного кута. Математично процес описується як інтегральне перетворення [8]:

$$R_{\theta}(p) = \iint f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - p) dx dy, \quad (3)$$

де $f(x, y)$ – функція, що описує щільність у точці (x, y) ; θ – кут проєкції; p – положення детектора; δ – дельта-функція Дірака.

У цифровому варіанті синограма $S(x, \theta)$ – це дискретна апроксимація інтегралу, яка описує проєкцію зображення на певному куті θ . Віртуальне сканування було здійснено у діапазоні кутів від 0° до 179° з кроком 1° з паралельним проєціюванням (рис. 2).

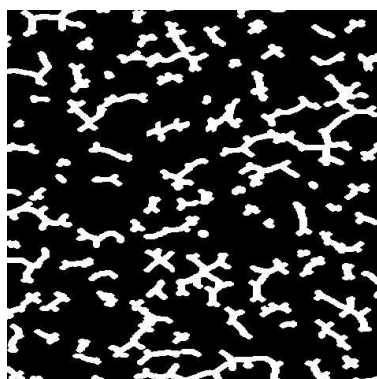


Рис. 1. Синтетично згенерований фантом мікро-КТ трабекулярної тканини хребця людини

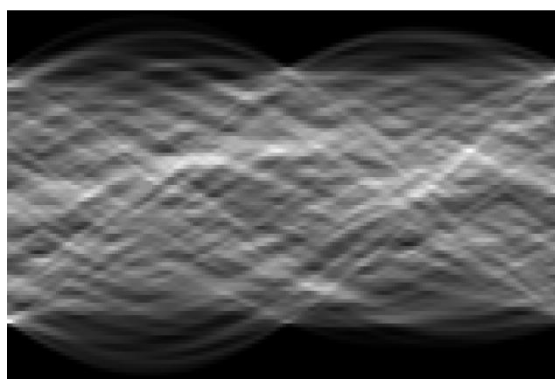


Рис. 2. Візуалізація синограми, отриманої при імітаційному скануванні фантомної трабекулярної структури у 180 проєкціях

Отже, маємо набір проєкційних даних для всіх пікселів вздовж променя під кутом θ :

$$S(x, \theta) \approx \sum f(x', y'). \quad (4)$$

Синограма є аналогом «сирих» проєкційних даних з детекторів КТ та слугує основою для подальшого моделювання реконструкції фантомного зображення.

Реконструкція фантомного зображення

Після моделювання синограми проходить реконструкція зображення шляхом оберненого Радон-перетворення. Цей процес імітує КТ-відновлення зрізів об'єкта з набору проєкцій під різними кутами. Для підвищення достовірності реконструкції застосовується фільтрація (фільтр Ram-Lak) [7], яка підсилює високочастотні компоненти, необхідні для точного відтворення меж структур. Також використовується лінійна інтерполяція для згладжування просторового відновлення та масштабування результату до початкового розміру зображення. Щоб надалі оцінити вплив шуму на якість реконструкції, спочатку виконується реконструкція референсного зображення без додавання шуму (рис. 3).

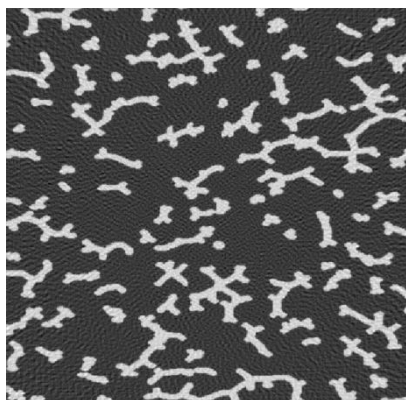


Рис. 3. Реконструкція фантомного зображення трабекулярної тканини без додавання шуму

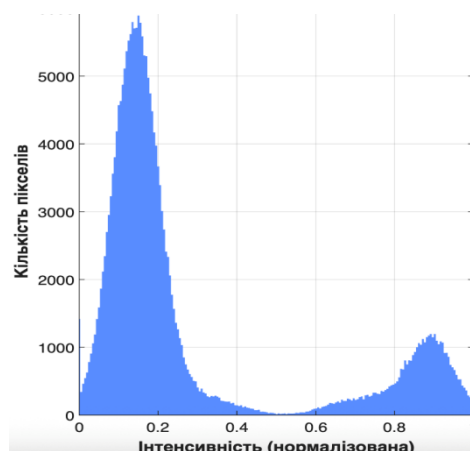


Рис. 4. Гістограма інтенсивностей для реконструкції без шуму

Аналіз реконструкції без шуму. На рис. 4 наведено гістограму інтенсивностей для реконструкції без шуму. Видно два основні піки: перший, біля низьких значень ($\approx 0.15-0.25$), відповідає фоновим областям, другий ($\approx 0.8-0.9$) відображає кісткову тканину. Чітке розділення фаз свідчить про високу якість реконструкції без впливу шуму. Між піками присутній мінімальний рівень значень, що відповідає перехідним зонам та артефактам згортки. Це розподіл надалі використовується для порівняння з даними, що містять шум. Математично реконструкція описується інтегральною формулою [7, 9]:

$$f(x, y) = \int_0^\pi [p\theta(t) * h(t)] d\theta, \quad (5)$$

де $p\theta(t)$ – проєкція при куті θ (елемент синограми); $h(t)$ – фільтр згортки (Ram-Lak).

Для моделювання шумів, наближених до реальної КТ-візуалізації, до синограми додався адитивний гаусівський шум. Шум визначався як випадкова змінна $n \sim N(0, \sigma^2)$, що додається до кожного значення проєкції:

$$S_{noisy}(x, \theta) = S(x, \theta) + n(x, \theta), \quad (6)$$

де $S(x, \theta)$ – інтенсивність синограми без шуму; $\sigma = k \cdot \max(S)$ – амплітуда шуму, пропорційна максимальному сигналу.

Така модель відображає флуктуації детекторів і квантовий шум рентгенівського випромінювання (рис. 4) [10]. Результат реконструкції наведено на рис. 5. Зображення містить рівномірний шум, характерний для реальних КТ-знімків, а трабекулярні елементи візуалізують-

ся узагальнено, із розмиттям через обмежену просторову здатність методу. Такий вигляд зображення є очікуваним, оскільки при клінічному КТ просторове розрізнення недостатнє для відображення окремих мікроструктур кістки, товщина яких становить лише кілька сотень мікрометрів. У моделі цей ефект посилюється шумом на етапі утворення синограми та попереднім зниженням роздільної здатності, що дозволяє реалістично відтворити умови сканування.

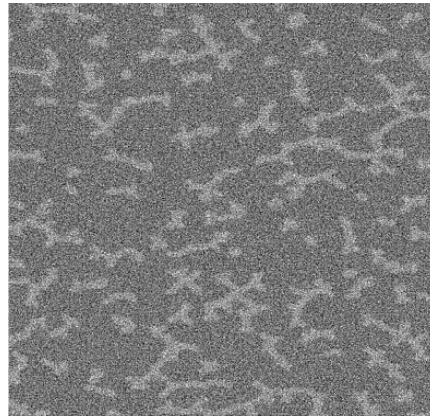


Рис. 5. Реконструйоване зображення фантома трабекулярної тканини після зворотного Радон-перетворення (з додаванням шуму)

Отримане реконструйоване зображення служить основою для подальшого аналізу морфометричних параметрів і демонструє, як зміна алгоритмів відновлення або рівня шуму впливає на якість візуалізації.

Побудова та інтерпретація гістограм

Розподіл інтенсивностей реконструйованого зображення аналізували за допомогою гістограм [11]. На рис. 6 показано сумарну гістограму інтенсивностей реконструйованого зображення (сині стовпчики) та криві для сегментованих фаз: «кістка» (червона) та «фон» (жовта). Видно, що розподіл інтенсивностей має широкий діапазон зі скупченням пікселів у ділянках низьких значень (фон) та локальним підйомом у середньо-високих значеннях (кісткова тканина). Чітке розмежування між цими фазами утруднене через накладання шуму та розмиття границь, що особливо помітно в діапазоні 0.4–0.6. Пікові значення біля 0 та 1 пояснюються фоновими ділянками та насиченими кістковими елементами відповідно.

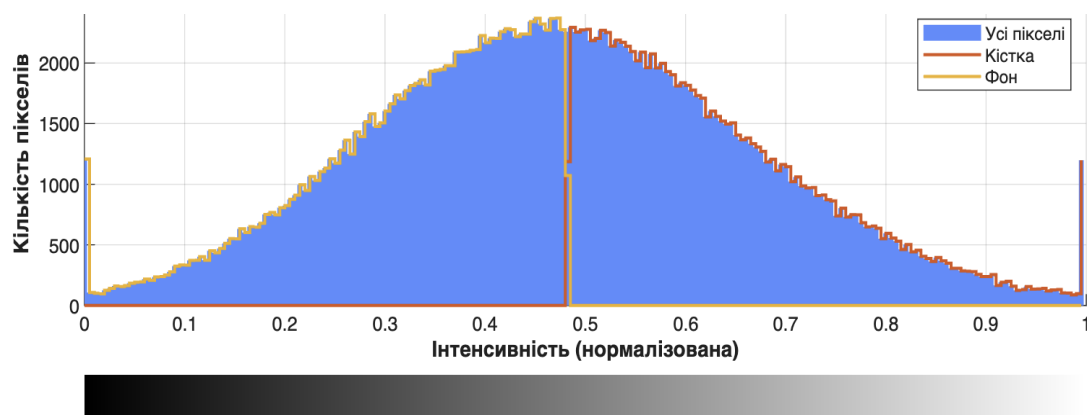


Рис. 6. Гістограма інтенсивностей реконструйованого зображення

Такий вигляд є типовим для моделювання КТ-зображень із шумом та відповідає реальним умовам, де завжди присутні флуктуації сигналу і часткове перекриття класів.

Порівняльна оцінка морфометричних показників

Специфічними показниками для оцінки змін мікроархітектури трабекулярної кісткової тканини на основі КТ є об'єм трабекулярної кістки (об'єм кістки/загальний об'єм BV/TV) та товщина трабекулярної кістки (Tb.Th) [2]. Отримані морфометричні параметри КТ-фантому було порівняно з результатами мікро-КТ [6, 15], де представлені усереднені показники трабекулярної кісткової архітектури поперекового відділу хребта (табл. 1).

Таблиця 1

Параметр	Мікро-КТ хребця [6]	Мікро-КТ фантома
BV/TV (%)	18.87 ± 1.6	19.51
Tb.Th (мм)	0.153	0.153

В порівнянні з реальною структурою мікро-КТ трабекулярної кістки в нормі, симульоване КТ-зображення мало показник BV/TV у межах інтервалу значень (17,27...20,47) для реальної мікро-КТ та точну відтворюваність показників Tb.Th [14].

Висновки

Представлено результати створення високоточного цифрового фантомного зображення трабекулярної тканини хребця людини на основі геометричних статистичних параметрів, отриманих із мікро-КТ. Реалізовано метод моделювання стандартного КТ-зображення кісткової структури на основі розробленого референсного фантома шляхом застосування Радон-перетворення та подальшої реконструкції.

Проведено порівняльний аналіз основних морфометричних показників фантомного та реального КТ-зрізів кістки. Цей результат підтвердив можливість застосування отриманого синтетичного КТ-фантому не тільки як об'єкту верифікації, але й готового інструменту для поточного використання в задачах подальшої кількісної оцінки точності морфометричного аналізу КТ-зображень кісткових структур. Використання такого підходу в подальшому відкриває можливість детально аналізувати ті аспекти стану кісткової тканини, які у клінічній практиці залишаються поза межами візуалізації.

Список літератури:

1. Molino, Giulia, Giorgia Montalbano, Carlotta Pontremoli, Sonia Fiorilli, and Chiara Vitale-Brovarone. Imaging Techniques for the Assessment of the Bone Osteoporosis-Induced Variations with Particular Focus on Micro-CT Potential // *Applied Sciences*. 2020. Vol. 10, no. 24. P. 8939. doi:10.3390/10248939
2. Filimonov S., Liliia A. and Tymkovych M. Analysis of CT Parameters of Trabecular Tissue Density of Vertebral Body // 2024 IEEE 5th KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek), Kharkiv, Ukraine, 2024. P. 1–4. doi: 10.1109/KhPIWeek61434.2024.10878080.
3. Brett A.D., Brown J.K. Quantitative computed tomography and opportunistic bone density screening by dual use of computed tomography scans // *J Orthop Translat*, 2015. doi: 10.26044/ecr2020/C-00759.
4. Christiansen B.A. Effect of micro-computed tomography voxel size and segmentation method on trabecular bone microstructure measures in mice. *Bone Rep*, 2016. doi: 10.1016/j.jot.2015.08.006.
5. Manohar, Srirang, Ioannis Sechopoulos, Mark A. Anastasio, et al. Super phantoms: advanced models for testing medical imaging technologies // *Communications Engineering*. 2024. Vol. 3. P. 73. doi:10.1038/s44172-024-00218-z
6. Galassi F.M., Lorkiewicz W., Filipiak J. et al. Age- and sex-related changes in vertebral trabecular bone architecture in Neolithic and Mediaeval populations from Poland // *Sci Rep*. 2024. Vol. 14. P. 9977. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-59946-z>
7. Tan X., Liu X., Xiang K., Wang J., Tan S. Deep Filtered Back Projection for CT Reconstruction // *IEEE Access*. 2024. Vol. 12. P. 20962–20972. doi:10.1109/ACCESS.2024.3357355.
8. Hwang G., Kim J., Lee Y. Inversion formulas for quarter-spherical Radon transforms // *AIMS Mathematics*. 2023. Vol. P. 1600. doi:10.3934/math.20231600.
9. Beckmann M., Nickel J. Optimized filter functions for filtered back projection reconstructions // *Inverse Problems & Imaging*. 2025. doi:10.3934/ipi.2025003

10. Hein D., Karchev P., Freichel S., et al. Noise suppression in photon-counting CT via posterior sampling in Poisson-flow generative models // Visual Computing for Industry, Biomedicine and Art. 2024. Vol. 7. P. 6. doi:10.1186/s42492-024-00175-6.
11. Koetzier L.R., Mastrodicasa D., Szczykutowicz T.P., et al. Deep Learning Image Reconstruction for CT: Technical Principles and Clinical Prospects // Radiology. 2023. Vol. 306(3). P. e221257. doi:10.1148/radiol.221257.
12. Oh S., Kang W.Y., Park H., et al. Evaluation of deep learning-based quantitative computed tomography for opportunistic osteoporosis screening // Scientific Reports. 2024. Vol. 14. P. 363. doi:10.1038/s41598-023-45824-7.
13. Lukova A., Dunmore C.J., Tsegai Z.J., et al. Technical note: Does scan resolution or downsampling impact the analysis of trabecular bone architecture? // American Journal of Biological Anthropology. 2024. Vol. 185(3). P. e25023. doi:10.1002/ajpa.25023.
14. Buyuksungur A., Turan B., Atik O., et al. The Effect of Micro-Computed Tomography Thresholding Methods on Bone Micromorphometric Analysis // Biomedicines. 2024. Vol. 12(11). P. 343. doi:10.3390/biomedicines15110343.
15. Kok J., Bevers M.S.A.M., van Rietbergen B., Oei E.H.G., Booi R. Quantification of bone microarchitecture using photon-counting CT at different radiation doses: A comparison with μ CT // European Journal of Radiology. 2024. Vol. 181. P. 111717. doi:10.1016/j.ejrad.2024.111717.

Надійшла до редколегії 10.10.2025

Відомості про авторів:

Філімонов Сергій Олександрович – Харківський національний університет радіоелектроніки, аспірант кафедри біомедичної інженерії, Україна; e-mail: serhii.filimonov@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-7609-9051>

Авер'янова Лілія Олександрівна – канд. техн. наук, доцент, Харківський національний університет радіоелектроніки, доцент кафедри біомедичної інженерії, Україна; e-mail: lilya.averyanova@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0803-72220>