

С.О. ФІЛІМОНОВ

МЕТОДИКА КОРЕКЦІЇ МОРФОДЕНСИТОМЕТРИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ
ТРАБЕКУЛЯРНОЇ ТКАНИНИ ХРЕБЦІВ ЗА ДАНИМИ КТ-РЕКОНСТРУКЦІЇ
КОМПОЗИТНОГО ФАНТОМА ТІЛА

Вступ

Кісткові структури людини мають складну композитну природу, де мінеральний компонент відповідає за механічну міцність, а органічна матриця забезпечує пружність. Порушення балансу в бік демінералізації призводить до системної патології – остеопорозу (ОП), який характеризується прогресуючим зниженням мінеральної щільності кісткової тканини (МЩКТ) та втратою кісткової маси [1]. Масштаби цієї проблеми сьогодні відповідають характеристикам «тихої» епідемії: щорічно у світі реєструється близько 37 млн патологічних переломів, що еквівалентно 70 випадкам щохвилини [2]. Одними з найпоширеніших та небезпечних є переломи хребців, які спричиняють хронічний біль, деформації скелета та значне погіршення якості життя. Втрата лише 10 % кісткової маси в хребцях здатна подвоїти ризик виникнення перелому. Але діагностика залишається недосконалою: третина переломів хребців не розпізнається під час стандартної рентгенографії, через що менше 10 % пацієнтів із серйозними симптомами ОП потрапляють на госпіталізацію [3]. І навіть все більша доступність клінічної комп'ютерної томографії (КТ) не покращує ситуацію через відсутність спеціалізованого програмного забезпечення для цільового аналізу щільності кісткових структур.

Нині золотим стандартом діагностики ОП вважається двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія (DEXA) [8], проте вона має суттєві обмеження (проекційний, сумарний характер формування зображення анатомічних структур, висока вартість та необхідність спеціалізованого обладнання), що обмежує її масове застосування. Водночас клінічна КТ дозволяє отримати відокремлені дані про структуру та щільність кісток (у тому числі тривимірну) без ефекту сумарності [4–10]. Проте залежність результатів КТ-візуалізації кісткових структур від численних «апаратних» чинників сканування та обмеженість методик програмної постобробки реконструйованих КТ-зображень хребців все ще не дозволяє широко застосовувати результати рутинних КТ-досліджень до масової діагностики на ОП. Отже, актуальним завданням є розробка методів видобування кількісних морфометричних показників з рутинних КТ-сканів, що потребує врахування апаратних обмежень роздільної здатності та застосування методик корекції обчислень морфоденситометричних показників кісткової тканини на основі відповідних фантомних досліджень [16–18].

Огляд літературних джерел

Кількісна оцінка стану трабекулярної тканини базується на аналізі таких параметрів, як об'ємна частка кістки (BV/TV), товщина трабекул (Tb.Th), кількість трабекул (Tb.N) та проміжки між ними (Tb.Sp) (рис.1) [5, 6, 8–15].

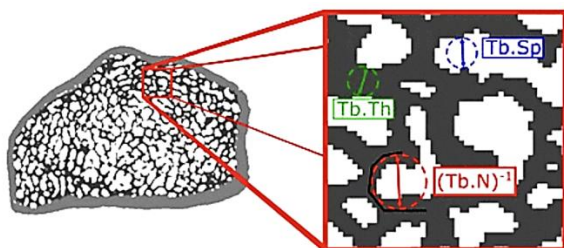


Рис. 1. Морфометричні параметри трабекулярних кісткових структур та їх геометричний зв'язок [6]

Для точної візуалізації кісткових мікроструктур товщиною $0,1 \div 0,18$ мм традиційно використовують гістологічний аналіз, до якого наближається мікро-КТ з роздільною здатністю $5 \div 30$ мкм.

Прижиттєвий гістологічний аналіз потребує взяття біоптату та його складної лабораторної обробки, а мікро-КТ є суто дослідницькою технологією, придатною для вивчення посмертних зразків [12].

Отже, обидва ці методи не мають перспектив масового клінічного застосування *in vivo*, проте вони дають цінну інформацію для трактування результатів наявних клінічних методів визначення кісткового статусу людини на основі візуалізації кісткових структур.

Клінічна КТ, на відміну від мікро-КТ, забезпечує роздільну здатність на рівні $0,5 \div 1$ мм, що робить неможливою безпосередню візуалізацію окремих трабекул, а визначення показників стану трабекулярної кістки є досить узагальненим (наприклад, середнє число Хаунсфілда у зоні інтересу), що вочевидь потребує подальшого пошуку спеціальних методів цільового аналізу КТ-зображення. В процесі реконструкції КТ-зрізу проявляється «ефект часткового об'єму» (Partial Volume Effect, PVE), коли щільність тканини усереднюється в межах пікселя, що призводить до систематичних похибок. Для розв'язання цієї проблеми перспективним є створення цифрових фантомів, які дозволяють моделювати вплив певних фізичних чинників сканування та тестувати алгоритми реконструкції в контрольованому середовищі. Сучасні підходи включають також використання технологій Deep Learning для покращення чіткості зображень на базі порівняння КТ та мікро-КТ [13].

Розробка цифрового фантома КТ-зрізу на рівні хребця

Розробка здійснювалася поетапно для досягнення максимальної рентгеноморфологічної подібності. На першому етапі був створений базовий мікро-КТ фрагмент трабекулярної кістки (зображення 8×8 мм з роздільністю 15,6 мкм) [19]. Наступним етапом було створення збільшеного цифрового фантому, співмірного за розміром з тілом хребця людини: мікро-КТ фрагмент тиражувався у мозаїку 3×3 елементи з випадковими віддзеркаленнями та транспозиціями цих елементів для запобігання періодичним артефактам. Отриманий масив розмивався гаусівським фільтром ($\sigma \approx 4$ пікселі) для імітації функції розсіювання точки (PSF) клінічного КТ-сканера. Після цього КТ-фантом трабекулярної кістки обрізався до круга $\varnothing 25$ мм, що відповідає типовим розмірам тіла поперекового хребця. Наступним кроком було додавання навколо «трабекулярного» фантома еліптичної кортикальної оболонки товщиною 0,6 мм. Результатом цього стало отримання фантому КТ-зрізу тіла хребця, важливою особливістю якого є радіальна неоднорідність трабекул: густіша текстура в ядрі та розріджена біля кортексу, що досягалось змішуванням бінарних версій рисунка за допомогою вагової функції. Далі КТ-фантом тіла хребця розміщувався в овалному контейнері з еліптичними шарами оточуючих м'яких тканин (модель КТ-зрізу людини в попереку, лежачи на спині) (рис. 2).

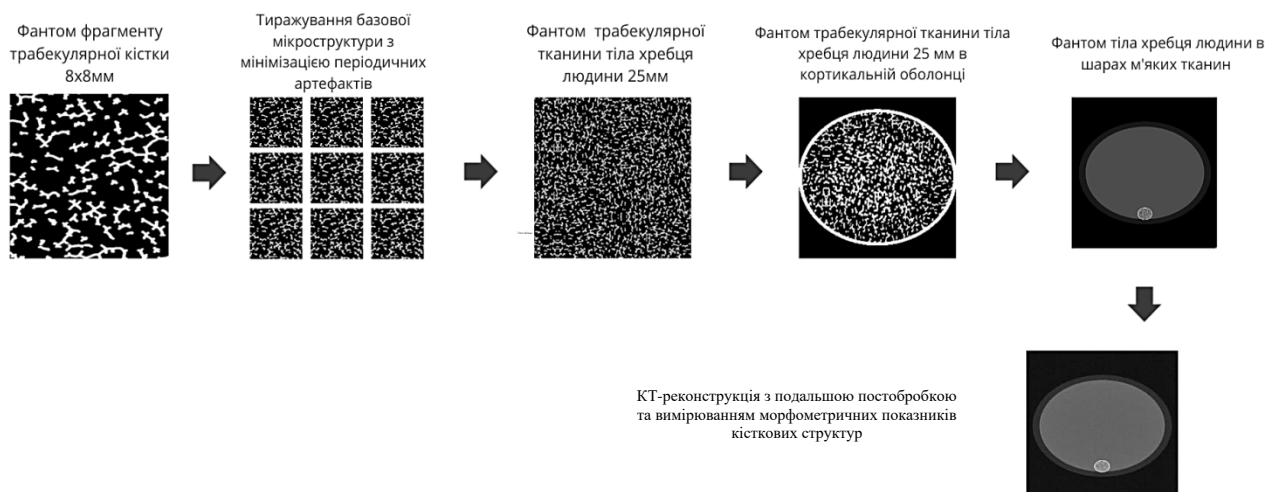


Рис. 2. Загальна схема побудови цифрового фантома хребця та симуляція реконструкції КТ-зрізу тіла

Таким чином був отриманий узагальнений фантом КТ-зрізу тіла людини, фрагментом якого став детальний КТ-фантом тіла хребця в його анатомічній позиції. Створений КТ-фантом був застосований для вивчення змін морфометричних показників кісткових

структур хребця на різних стадіях остеопорозу. КТ-фантом тіла хребця модифікувався таким чином, щоб відобразити структурні зміни кісткової тканини (5 стадій) при її деградації від норми до важкого ОП. Ключовою інновацією при модифікації КТ-фантома тіла хребця стало застосування морфологічної ерозії не лише до трабекулярної. Таким чином був отриманий узагальнений фантом КТ-зрізу тіла людини, фрагментом якого став детальний КТ-фантом тіла хребця в його анатомічній позиції. Створений КТ-фантом був застосований для вивчення змін морфометричних показників кісткових структур хребця на різних стадіях остеопорозу. КТ-фантом тіла хребця модифікувався таким чином, щоб відобразити структурні зміни кісткової тканини (5 стадій) при її деградації від норми до важкого ОП. Ключовою інновацією при модифікації КТ-фантома тіла хребця стало застосування морфологічної ерозії не лише до трабекулярної сітки, а й до внутрішніх контурів кортикальної оболонки. Це дозволило реалістично відтворити системну втрату кісткової маси, що супроводжується прогресуючим стоншенням кортикального шару хребця від базових 0,6 мм до критичних значень 0,4 мм (рис. 3).

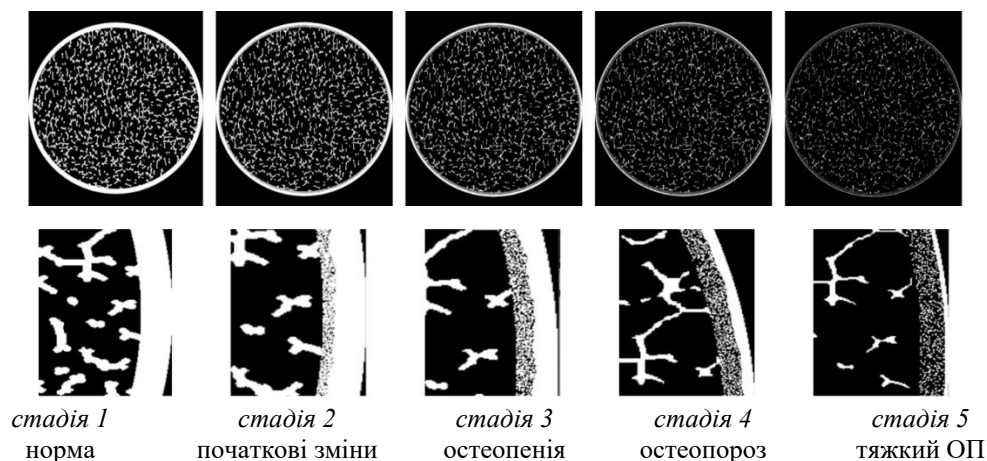


Рис. 3. Візуалізація моделювання змін фантома відповідно до стадій деградації кісткових структур хребця

Постобробка зображення цифрового фантома КТ-зрізу хребця

Для забезпечення стабільності результатів подальшої обробки даних було застосовано метод Global Reference Normalization. Суть методу полягає у визначенні пікової інтенсивності кортикального шару (I_{ref}) на базовому фантомі здорового хребця та нормуванні всіх наступних реконструкцій (стадії II–V) відносно цього значення. GRN створює єдину шкалу щільності, що запобігає штучному підсиленню шуму при низькій кістковій масі [18]. Сегментація проводилася за фіксованим глобальним порогом:

$$T = 0.55 \times I_{ref} \quad (1)$$

Таке значення (55 % від інтенсивності компактної кістки) забезпечує надійну диференціацію структур навіть при низькому контрасті.

Порівняльний аналіз результатів обчислення параметру BV/TV

Порівняння істинних значень ($T_{true} \text{ BV/TV}$) та вимірних (Clinical BV/TV) виявило складну динаміку формування похибок (табл. 1). Було виявлено феномен «перехрестя похибок» (Error Crossover) (рис. 4). На ранніх стадіях процесу (1–2) КТ систематично завищує щільність через PVE (тонкі трабекули «розмиваються» і займають більше пікселів). На третій стадії ($\text{BV/TV} \approx 11\%$) похибка мінімальна. На пізніх стадіях (4–5) спостерігається недооцінка аж до повної втрати сигналу: трабекули стають настільки тонкими, що їх середня щільність у пікселі не досягає порогу 55 %, і вони відносяться до шуму. У пацієнтів із важким ОП стандартна КТ може показувати хибно песимістичну картину (0,00 % при реальних 5,84 %).

Таблиця 1

Стадія патології	True BV/TV (Micro-CT), %	Simulated BV/TV (Clinical CT), %	Відхилення, %
1. Норма	19,50	31,59	+12,09
2. Початкові зміни	15	17,3	+2,3
3. Остеопенія	11,09	10,34	-0,75
4. Остеопороз	8,19	5,00	-3,19
5. Тяжкий ОП	5,84	0,00	-5,84

Попри нелінійність візуальних змін (рис. 3), математичний зв'язок між порівнюваними показниками залишається лінійним ($R^2 = 0,986$) (рис. 5).

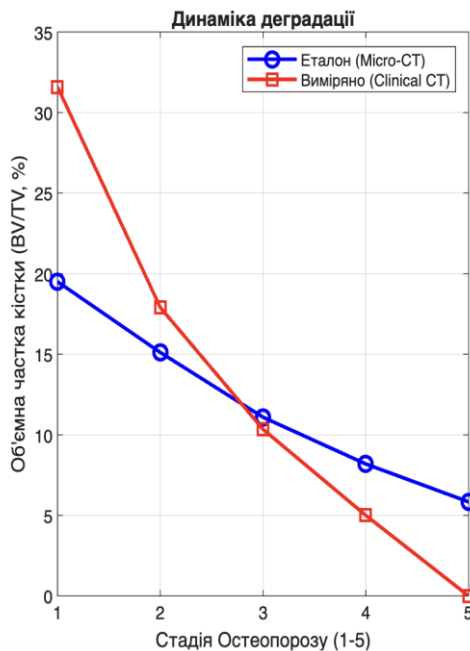


Рис. 4. Функції змін показника BV/TV для фантомів мікро-КТ та клінічної КТ відповідно до стадій ОП-деградації кістки

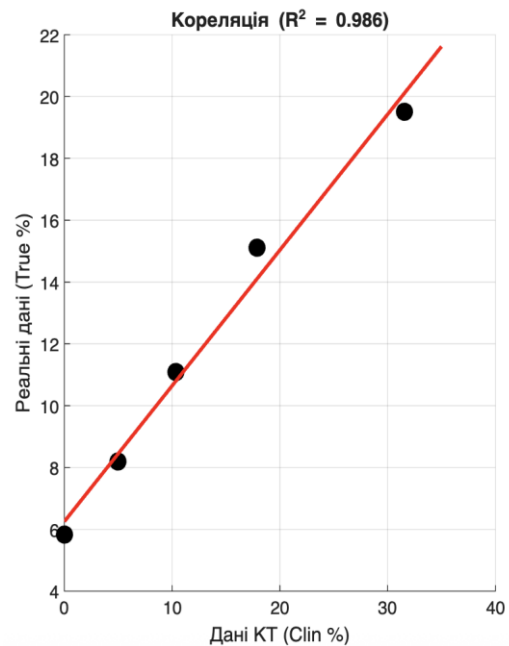


Рис. 5. Кореляційний аналіз по стадіях ОП-деградації кістки (рис.4): лінійна регресія між вимірними та істинними значеннями BV/TV

Це дозволило вивести фінальне коригуюче рівняння, яке вносить поправку до результату обчислень BV/TV за клінічною КТ:

$$True\{BV/TV\} = 0.439 \times Clinical\{BV/TV\} + 6.25 . \quad (2)$$

Ця формула має вирішальне значення для застосування розробленої методики у клінічній практиці. Використання запропонованого способу корекції показника BV/TV дозволяє відновити об'єктивні дані про стан кістки за результатами клінічної КТ, спираючись на референтні дані мікро-КТ.

Висновки

1. Розроблено методику кількісної оцінки кісткового статусу людини шляхом застосування фантомних КТ-моделей хребця задля адаптації рутинних КТ-досліджень хребта людини до потреб спеціалізованого денситометричного аналізу тіл хребців. Створено композитний цифровий фантом тіла, що відображає трабекулярну архітектуру тіла хребця, його кортикальну оболонку та оточуючі м'які тканини.

2. Вперше застосовано фантомне моделювання процесу деградації кістки при ОП. Модифікація створеного КТ-фантому тіла хребця дозволила дослідити зміни показника BV/TV при ОП. Запропонована методика корекції розрахунку показника BV/TV дозволяє проводити оцінку стану тих кісткових структур, які у клінічній практиці залишаються поза межами візуалізації. Встановлено ефект «перехрестя похибок» та виведено лінійну формулу корекції показника BV/TV, що забезпечує наближення результатів КТ-діагностики ОП до рівня мікро-КТ. Проведене дослідження дозволить підвищити точність клінічної КТ-діагностики ОП-змін у хребцях, що в подальшому сприятиме вчасному запобіганню патологічних переломів хребта.

Список літератури:

1. Global Burden Disease Fracture Collaborators. Global, regional, and national burden of bone fractures in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis from the global burden of disease study 2019 // *Lancet Healthy Longev.* 2021. №2(9):e580–e592. doi: 10.1016/S2666-7568(21)00172-0.
2. TeiR.M.H., Ramlau-Hansen C.H., Plana-Ripoll O. *et al.* OFELIA: Prevalence of Osteoporosis in Fragility Fracture Patients // *Calcif Tissue Int.* 2019. Vol. 104. P. 102–114. <https://doi.org/10.1007/s00223-018-0476-3>
3. International Osteoporosis Foundation. Vertebral fractures. URL:<https://www.osteoporosis.foundation/health-professionals/fragility-fractures/epidemiology>
4. National Osteoporosis Guideline Group. Fracture Risk Assessment And Case Finding. URL:<https://www.nogg.org.uk/full-guideline/section-3-fracture-risk-assessment-and-case-finding>
5. Abuzaid M. M., Elshami W., AKL F. A. G., Hashami H. Al; Sharjah/AE. Opportunistic screening for osteoporosis using computed tomography among menopausal women in comparison with dual energy X-ray absorptiometry measurements // *ECR 2020, Poster C-00759.* doi: 10.26044/ecr2020/C-00759
6. Nathan J. Neeteson, Annabel R. Bugbird, Lauren A. Burt, Steven K. Boyd. Statistical investigation of interdependence of trabecular microarchitectural parameters from micro-computed tomography // *Bone.* 2024. Vol. 187. P. 117144. ISSN 8756-3282. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2024.117144>
7. Jang S., Graffy P.M., Ziemlewicz T.J., Lee S.J., Summers R.M., Pickhardt P.J. Opportunistic Osteoporosis Screening at Routine Abdominal and Thoracic CT: Normative L1 Trabecular Attenuation Values in More than 20 000 Adults // *Radiology.* 2019 May. Vol.91(2). P.360–367. doi: 10.1148/radiol.2019181648. Epub 2019 Mar 26.
8. The Pitfalls of Body Fat “Measurement”. Part 6: Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA) URL:<https://weightology.net/the-pitfalls-of-body-fat-measurement-part-6-dexa/>
9. 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.
10. Філімонов С., Федурця Ю., Кривобок М., і Авер’янова Л. Сучасні підходи до кількісної оцінки щільності трабекулярної тканини хребців у клінічній практиці // *Опт-ел. інф-енерг. техн.* 2026. Вип. 50, Вип. 2. С. 277–281. doi: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-50-2-277-281>
11. Kulak C.A., Dempster D.W. Bone histomorphometry: a concise review for endocrinologists and clinicians // *Arq Bras Endocrinol Metabol.* 2010 Mar. Vol.54(2). P.87–98. doi: 10.1590/s0004-27302010000200002.
12. Forensic analysis using micro-CT. URL:<https://le.ac.uk/richardiii/identification/forensic-analysis>
13. Molino, Giulia *et al.* 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. <https://doi.org/10.3390/app10248939>
14. Klintström E., Smedby Ö., Moreno R. *et al.* Trabecular bone structure parameters from 3D image processing of clinical multi-slice and cone-beam computed tomography data // *Skeletal Radiol.* 2014. Vol. 43. P. 197–204. <https://doi.org/10.1007/s00256-013-1766-5>
15. Jin D., Zheng H. *et al.* Generation of Vertebra Micro-CT-like Image from MDCT: A Deep-Learning-Based Image Enhancement Approach // *Tomography.* 2021. Vol.7. P.767–782. <https://doi.org/10.3390/tomography7040064>
16. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації : моногр. / Павлов С. В., Аврунін О. Г., Злепко С. М. та ін. Вінниця : ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. 260 с.
17. Самохін Ю., Аврунін О. Автоматизація повного циклу обробки кріомікроскопічних зображень: від збору до аналітики // *Опт-ел. інф-енерг. техн.* 2025. Вип. 49, Вип. 1. С. 20–28.
18. Abramova H., & Avrunin O. Development of a method for analyzing tomographic images of bone structures // *Innovative technologies and scientific solutions for industries.* 2020. Vol. 3 (13). P. 115–121. <https://doi.org/10.30837/ITSSI.2020.13.115>
19. Філімонов С., Авер’янова Л. Моделювання фантома зрізу трабекулярної тканини хребця людини для дослідження його КТ-реконструкції // *Радіотехніка.* 2025. Вип. 223. С. 151–156. <https://doi.org/10.30837/rt.2025.4.223.18>

Надійшла до редколегії 11.01.2026

Прийнята до друку після рецензування 23.04.2026

Публікація (оприлюднення) 30.04.2026

Відомості про автора:

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>