

УДК 616.71-007.234-031.81-089.844:616-74](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026276-87>

Біомеханічне обґрунтування закономірностей виникнення нових компресійних переломів хребців у пацієнтів із дифузним остеопорозом після вертебропластики

М. В. Молодюк, А. І. Попов, О. В. Ярьсько, К. О. Попсуйшапка, О. В. Палкін

Despite the high clinical effectiveness of percutaneous vertebroplasty, the occurrence of new osteoporotic vertebral compression fractures after the procedure remains a significant clinical problem. One of the key mechanisms of recurrent fractures is believed to be the redistribution of mechanical loads within the spine caused by changes in geometry and stiffness after vertebral collapse and cement augmentation. Finite element analysis (FEA) is an appropriate tool for quantitative assessment of these biomechanical processes. The purpose. To provide biomechanical validation of topographic patterns of new vertebral fractures by analyzing the stress-strain state of a multisegment spinal model. Methods. Three-dimensional finite element models of the Th_v-L_v spine were developed, taking into account osteoporotic bone properties, including an intact model and models with compression fractures at different vertebral levels. Additional models simulated post-vertebroplasty conditions with local replacement of cancellous bone by bone cement. Results. The simulations demonstrated that vertebral compression fractures lead to significant redistribution of stresses in adjacent and distant spinal segments, with the location of high-stress zones depending on the level of the primary fracture. Vertebroplasty reduced stress in the treated vertebra but did not eliminate elevated stresses in other spinal segments, where biomechanical conditions favorable for subsequent fractures persisted. Conclusion. These findings confirm that the level of the primary fracture determines the spatial pattern of load redistribution in the spine and may explain the topographic features of new fractures after vertebroplasty. Finite element analysis is an effective method for investigating mechanisms of cascade fractures and for supporting preventive strategies in patients with osteoporosis. Keywords. Finite element analysis; spinal biomechanics; osteo-

Незважаючи на високу клінічну ефективність пункційної вертебропластики, проблема виникнення нових остеопоротичних компресійних переломів хребців після втручання залишається актуальною. Одним із ключових механізмів розвитку повторних ушкоджень вважається перерозподіл механічних навантажень у хребті внаслідок зміни його геометрії та жорсткісних характеристик після компресійного перелому та цементування тіла хребця. Для кількісного оцінювання цих процесів доцільним є застосування методу скінченних елементів (МСЕ). Мета. Біомеханічне обґрунтування топографічних закономірностей виникнення нових компресійних переломів шляхом аналізу напружено-деформованого стану (НДС) багатосегментної моделі хребта. Побудовано тривимірні скінченно-елементні моделі хребта Th_v-L_v з урахуванням остеопоротичних властивостей кісткової тканини, включно з інтактною моделлю та моделями з компресійними переломами тіл хребців різної локалізації. Okремо моделювалися варіанти після вертебропластики з локальним заміщенням губчастої кістки цементом. Результати. Виявлено, що компресійний перелом призводить до суттєвого перерозподілу напружень у суміжних і віддалених сегментах хребта, причому характер зон підвищеного напруження залежить від рівня первинного ушкодження. Вертебропластика його знижує в ушкодженому хребці, проте не усуває підвищеного навантаження в інших сегментах, де формуються біомеханічні передумови для розвитку повторних переломів. Висновки. Отримані результати підтверджують, що локалізація первинного перелому визначає просторову структуру перерозподілу навантажень у хребті та пояснює топографічні особливості виникнення нових переломів після вертебропластики.

Ключові слова. Метод скінченних елементів; біомеханіка хребта; остеопороз; нові компресійні пере-

Вступ

Остеопоротичні компресійні переломи хребців є однією з найпоширеніших причин хронічного больового синдрому, порушення функціональної активності та зниження якості життя в пацієнтів старших вікових груп [1–3]. Пункційна вертебропластика на сьогодні розглядається як ефективний малоінвазивний метод стабілізації переломів, що дозволяє швидко зменшити біль і відновити опороздатність ураженого сегмента [4, 5]. Водночас, за даними клінічних досліджень, після вертебропластики зберігається істотний ризик виникнення нових компресійних переломів, які можуть формувати каскадні ураження та зумовлювати прогресування деформацій хребта [6–9].

Незважаючи на значну кількість робіт, які досліджують фактори ризику повторних переломів після вертебропластики, більшість досліджень зосереджені на демографічних, метаболічних або технічних чинниках втручання, тоді як просторові закономірності виникнення нових переломів та їх біомеханічні механізми залишаються не вивченими [10–12]. Відсутні публікації, які б аналізували статистичне виявлення таких закономірностей, а тим паче виконувалося їх біомеханічне обґрунтування.

Математичне моделювання є важливим методом дослідження, який зазвичай використовується в складних біомеханічних системах. Наразі найбільш відомим способом аналізу для вирішення складних задач чисельного моделювання є метод скінченних елементів (МСЕ). Одним із важливих прикладів такого дослідження — виявлення розподілу напружено-деформованого стану (НДС) в хребті під час аналізу різних моделей травм і захворювань хребетного стовпа. У літературі [13–15] переважно зустрічається вивчення проблем поперекового відділу хребта. У меншій мірі дослідження грудноперекового відділу хребта [16, 17], або всього хребта загалом [18, 19], що пов'язано зі складністю побудови геометричної моделі та моделювання її правильної функціональної поведінки.

У зв'язку з цим актуальним є проведення біомеханічного моделювання як логічного продовження статистичного дослідження з метою обґрунтування механізмів перерозподілу навантажень у хребті після компресійних переломів і вертебропластики, а також підтвердження топографічних закономірностей виникнення нових ушкоджень. Такий підхід дозволяє не лише пояс-

нити механізми каскадних переломів, але й створює наукове підґрунтя для розробки індивідуалізованих профілактичних і лікувальних стратегій у пацієнтів з остеопорозом.

Мета: біомеханічне обґрунтування топографічних закономірностей виникнення нових компресійних переломів шляхом аналізу напружено-деформованого стану багатосегментної моделі хребта.

Матеріал і методи

Матеріали статті були розглянуті на засіданні комісії з біоетики ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 260 від 23.02.2026 р.).

Дослідження з використанням МСЕ виконано як логічне продовження попереднього етапу роботи, в якому були виявлені статистично значущі топографічні закономірності виникнення нових остеопоротичних компресійних переломів хребців після пункційної вертебропластики. Мета математичного моделювання — біомеханічне обґрунтування та перевірка виявлених закономірностей шляхом аналізу напружено-деформованого стану суміжних і віддалених сегментів хребта залежно від локалізації первинного перелому, а саме: Th_{XI} — можлива нова деформація Th_{VIII} ; у разі $Th_{VII} — Th_{IX}$, Th_{XII} , L_1 ; за $Th_{XII} — Th_{XI}$; первинного L_1 — нові Th_{XII} , L_{IV} , L_V [20].

Під час побудови розрахункових моделей відштовхувалися від геометричної моделі хребта, яка була розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», до неї були внесені такі уточнення:

- 1) без змін, а властивості кісткових тканин ураховані як тканини з остеопорозом (інтактна модель);
- 2) моделюється компресійний перелом хребця Th_{XI} на 15° з урахуванням остеопорозу. Додатково в моделях проведені дослідження зі заміною третини тіла хребця (тканини губчатої кістки матеріалом із додаванням кісткового цементу 16 %):
 - а) у передній, середній, та задній частинах хребця Th_{XI} ;
 - б) у передній частині хребця Th_{XII} ;
 - в) у передній частині хребця L_1 ;
 - г) у передній частині хребця Th_{VII} .

Розрахункові моделі наведено на рис. 1.

Властивості матеріалу

У цьому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Під час вибору властивостей кісткових структур і біологічних тканин ми спиралися на дані, які найчастіше зустрічаються

в літературі. Для кісткових тканин був урахований остеопороз [21–24]. Використані матеріали з характеристиками модуля пружності (E), та коефіцієнта Пуассона (ν) зведені в таблицю 1.

Схему навантаження розглянуто за умов вертикального стояння. Для розрахунку величини навантажень різними авторами [25–28] проводилися дослідження з визначення м'язових зусиль, які компенсують вплив ваги окремих компонентів тіла, прикладеного до їх центрів мас. Згідно з ними значення сил, які ми використовували, зведені в табл. 2.

Місце застосування і напрямки зусиль показано на рис. 2. Модель фіксується на нижній поверхні тіла хребця і суглобових поверхнях L_V .

Таблиця 1
Механічні характеристики використовуваних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона ν
Остеопоротична кіркова кістка [21]	3066,00	0,30
Остеопоротична губчаста кістка [21]	132,00	0,30
Міжхребцевий диск	4,20	0,45
Хрящ	5,58	0,45

Результати та їх обговорення

Модель неушкодженого блока хребців Th_V-L_V . Розрахункова модель наведена на рис. 3.

Аналіз результатів розрахунку моделі з остеопорозом кісткової тканини в нормальних умовах (рис. 4) показав, що рівень напруженого стану в хребетному блоці Th_V-L_V коливається в таких межах 1–3,2 МПа. Доведено, що більш напруженим є поперековий відділ хребта L_I-L_V . Рівень напруження в цій зоні

Таблиця 2
Величини навантаження на хребці T_V-L_V

Верхня поверхня тіла хребця	Перпендикулярна верхній поверхні тіла хребця (Н)	У площині верхній поверхні тіла хребця (Н)
Th_V	182,7	35
Th_{VI}	9,1	5
Th_{VII}	9,8	5
Th_{VIII}	10,5	5
Th_{IX}	11,2	3
Th_X	14,0	3
Th_{XI}	14,7	0
Th_{XII}	17,5	0
L_I	16,8	10
L_{II}	16,8	8
L_{III}	16,1	7
L_{IV}	18,2	5

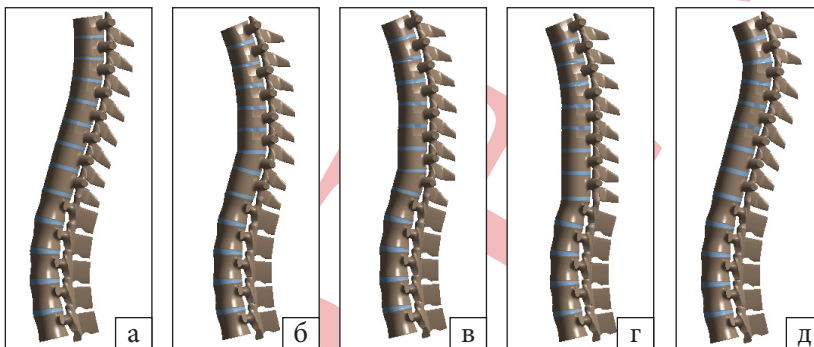


Рис. 1. Розрахункові моделі: а) модель в нормі з остеопорозом кісткових тканин; моделі з компресійним переломом: б) хребця Th_{XI} ; в) Th_{XII} ; г) L_I ; д) Th_{VII} та кістковим цементом

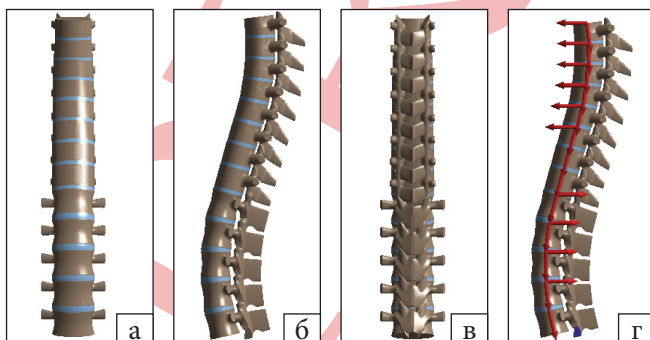


Рис. 2. Інтактна розрахункова модель, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) навантаження та закріплення в розрахунку

досягає значення 3,2 МПа. У грудному відділі найбільш напруженим є блок хребців Th_v-Th_{viii}. Рівень напруження в цій ділянці досягає значення 1,6 МПа.

Порівняння напруженого стану в хребцях моделі подано на рис. 5.

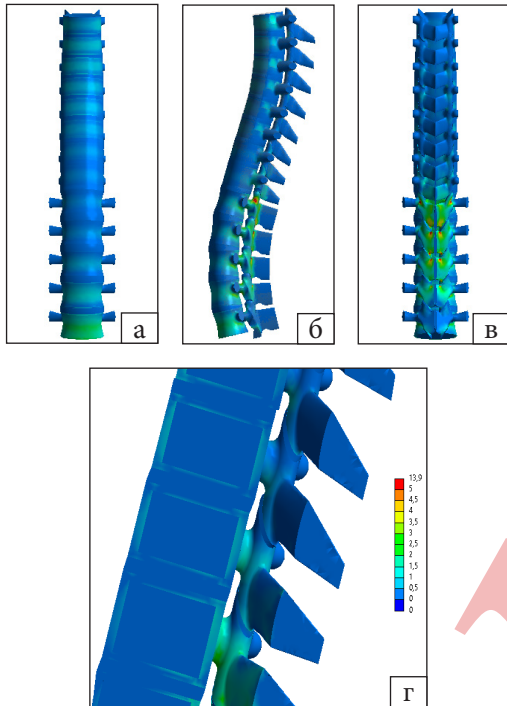


Рис. 3. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

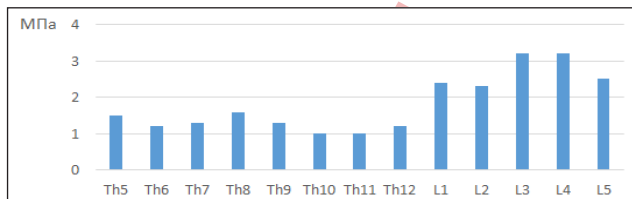


Рис. 4. Величина напружень за Мізесом у хребцях

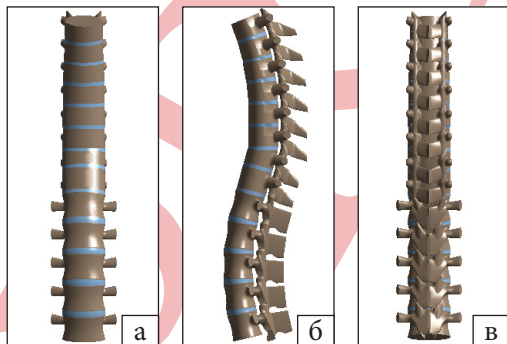


Рис. 5. Розрахункова модель з компресійним переломом

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

- у блоці Th_v-L_v розподіл ПДВ відбувається по-різному. Напруженішим є поперековий відділ хребта;
- у Th_v-Th_{xI} тіла хребців напруженіші з передньої сторони;

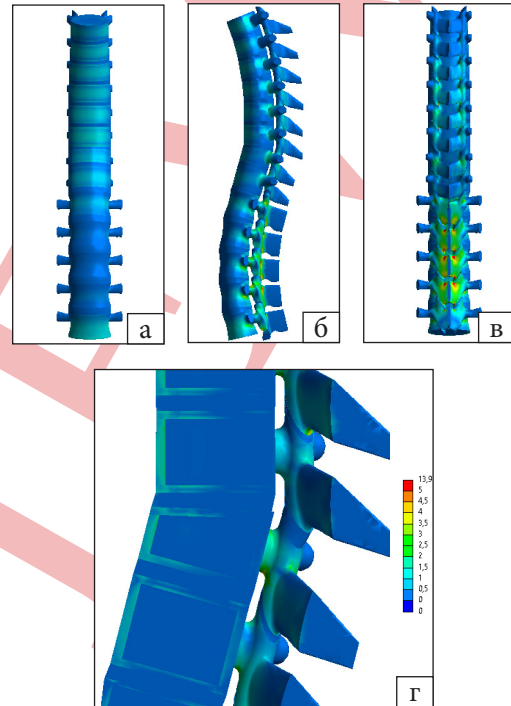


Рис. 6. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

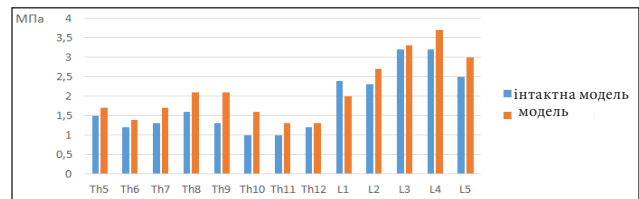


Рис. 7. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th_v-L_v

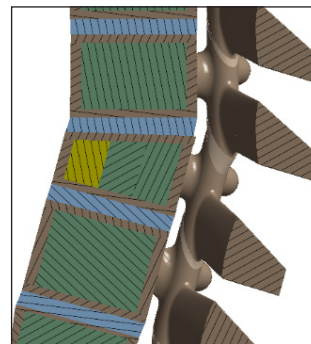


Рис. 8. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th_x-Th_{xII}

– у L_1-L_V напруженіший задній опорний комплекс.

Модель з компресійним переломом хребця Th_{XI} наведено на рис. 6.

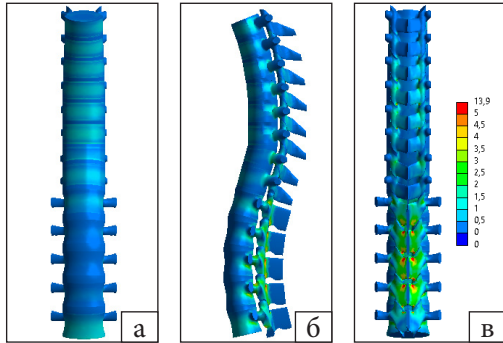


Рис. 9. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, ви-

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 7) як порівняти з інтактною довів, що характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V змінився, рівень напруженого стану підвищився; у хребетному блоці L_1-L_V досягає значення 3,7 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), а у блоці Th_V-Th_{VIII} — 2,1 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом в тілі хребця Th_{XI} в обчислювальній моделі становить 1,3 МПа (1 МПа в інтактній моделі).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом подано на рис. 8.

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V порівняно з інтактною моделлю змінився.

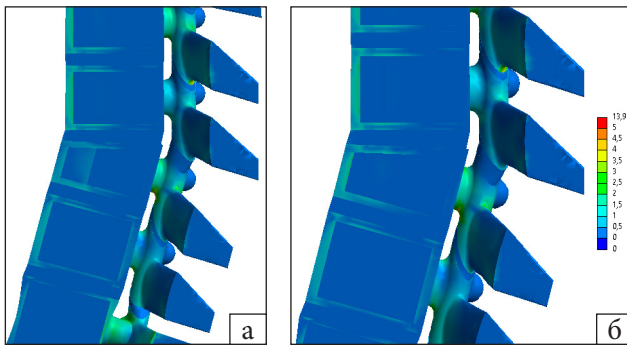


Рис. 10. Напруження за Мізесом в тілі хребця Th_{XI} : а) роз-

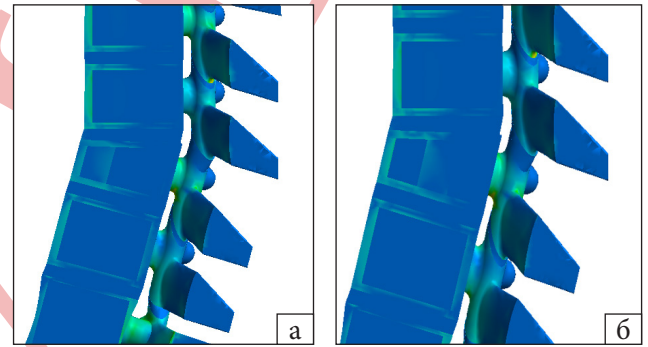


Рис. 13. Напруження за Мізесом в тілі хребця Th_{XI} у моделі з кістковим цементом: а) передня частина; б) серед-

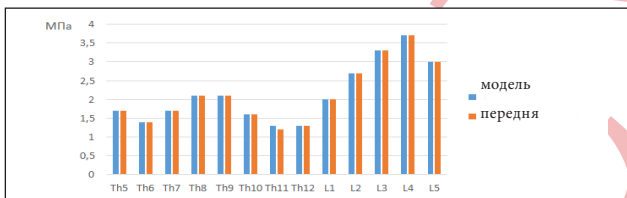


Рис. 11. Розподіл напружень Мізеса в розрахункових моде-

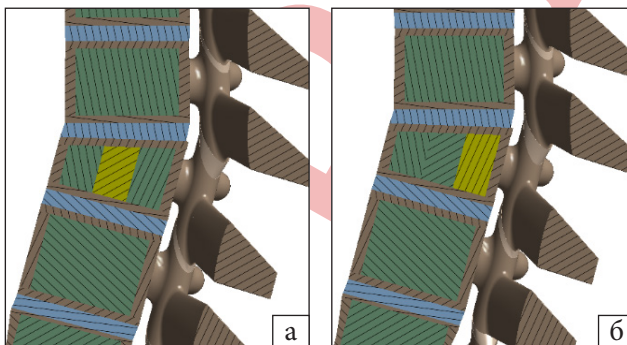
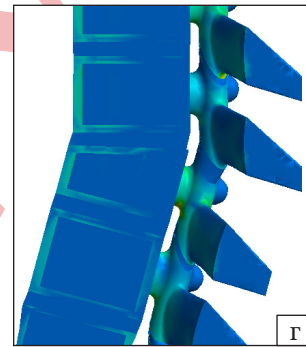


Рис. 12. Зріз у сагітальній площині блока хребців $Th_{X}-Th_{XII}$ розрахункової моделі з додаванням кісткового цементу:

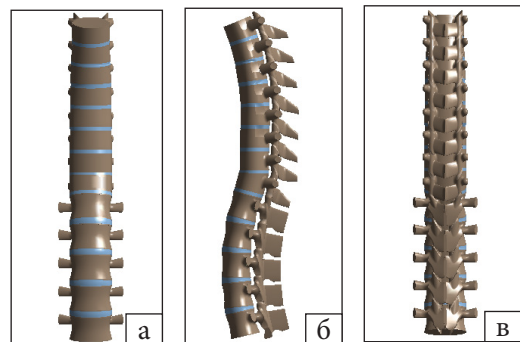


Рис. 14. Розрахункова модель із компресійним переломом

Підвищення напруженого стану більшим чином відбулося в блоці хребців $Th_{VII}-Th_{XI}$;

– рівень напруженого стану в хребцях $Th_{IX}-Th_{X}$ підвищився на 60 %. А в хребцях Th_{VII} , Th_{VIII} і Th_{XI} на 30 %;

– в інших хребцях рівень напруженого стану підвищився в межах 10–20 %.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{XI} та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця Th_{XI} додається кістковий цемент — 16 % (рис. 9).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 10) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ не змінився, за винятком хребця Th_{XI} .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця Th_{XI} (рис. 11) дорівнює 1,2 МПа (1,3 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,3 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 12) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився;

– пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця Th_{XI} ;

– у зоні введення цементу навпаки спостерігається збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткішими властивостями кісткового цементу по відношенню до губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{XI} та кістковим цементом у середній та задній частинах

Для побудови розрахункових моделей до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в середній та задній частинах тіла хребця Th_{XI} додається кістковий цемент — 16 % (рис. 13).

Аналіз результатів цих моделей (рис. 14) порівняно з моделлю з кістковим цементом у передній частині показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ не змінився. У хребці Th_{XI} зміни в НДС теж незначні.

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця Th_{XI} (рис. 14) дорівнює 1,2 МПа в моделі з

кістковим цементом у передній частині тіла хребця і 1,1 МПа — у середній та задній частинах. Для губчатого в зоні кісткового цементу відповідно 0,6 МПа, 0,7 МПа та 0,4 МПа.

Із розрахунку можна зробити наступний висновок — розташування кісткового цементу в різних зонах тіла хребця Th_{XI} не впливає на розподіл НДС у блоці хребців $Th_{V}-L_{V}$.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{XII} подана на рис. 15.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 16) як порівняти з інтактною моделлю показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ змінився, рівень напруженого стану підвищився. Рівень напруження в хребетному блоці $L_{I}-L_{V}$ досягає значення 3,8 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), а у $Th_{V}-Th_{XII}$ — 2,4 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом в тілі хребця Th_{XII} в обчислювальній моделі становить 1,3 МПа (1,2 МПа в інтактній).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом подано на рис. 17.

Із розрахунку можна зробити висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ як порівняти з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану більшим чином відбулося в блоці хребців $Th_{VII}-Th_{XI}$ та $L_{IV}-L_{V}$;

– рівень напруженого стану в хребцях Th_{VIII} підвищився на 50 %, у хребцях Th_{VII} , Th_{IX} і Th_{XI} на 40–46 %;

– у хребцях L_{I} , L_{IV} — на 19, та 21, а в хребці L_{V} на 24 %;

– в інших хребцях рівень напруженого стану підвищився в межах 4–8 %.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{XII} та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця Th_{XII} додається кістковий цемент — 16 % (рис. 18).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 19) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС в хребетному блоці $Th_{V}-L_{V}$ не змінився, за винятком хребця Th_{XII} .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця Th_{XII} (рис. 20) дорівнює 1,2 МПа (1,3 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 21) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо: характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_v-L_v як порівняти

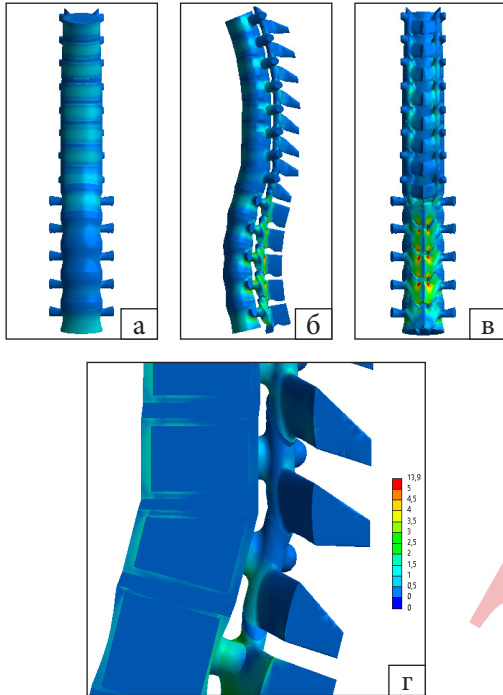


Рис. 15. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

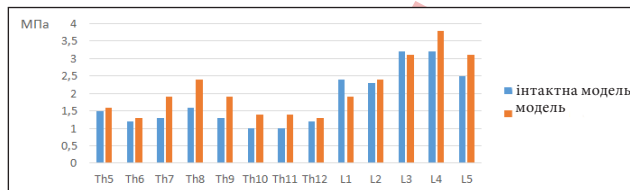


Рис. 16. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th_v-L_v

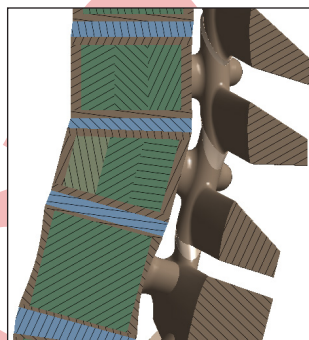


Рис. 17. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th_{x1}-L₁

з моделлю без кісткового цементу не змінився; пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця Th_{x11}; у зоні введення цементу напроти спостерігається

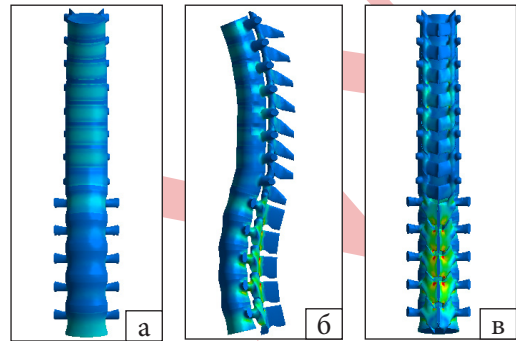


Рис. 18. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі, ви-

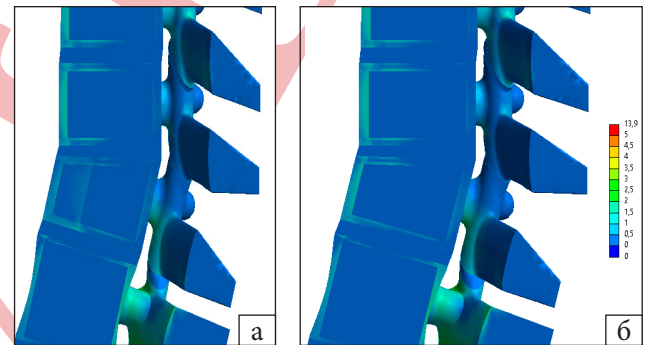


Рис. 19. Напруження за Мізесом у тілі хребця Th_{x11}: а) в роз-

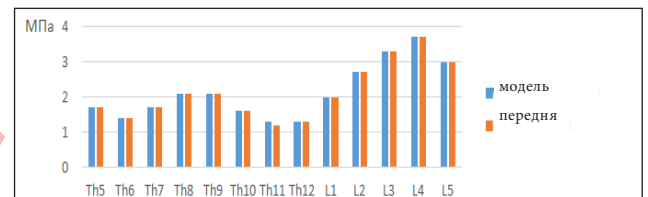


Рис. 20. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

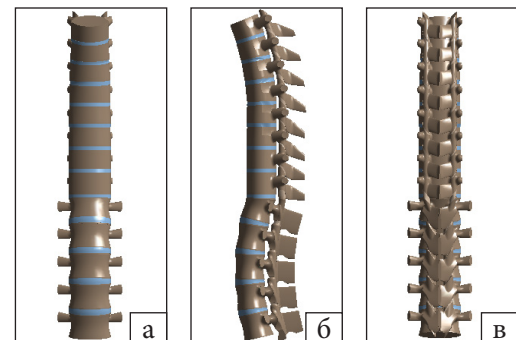


Рис. 21. Розрахункова модель із компресійним переломом

збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу стосовно губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця L_1 (рис. 22). Порівнюючи розрахункову модель (рис. 23) з інтактною виявлено, характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V змінився, рівень напруженого стану підвищився.

Рівень напруження в хребетному блоці L_1-L_V досягає значення 3,4 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), у Th_V-Th_{XII} — 2 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом у тілі хребця L_1 в обчислювальній моделі становить 2 МПа (2,4 МПа в інтактній моделі).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом візуалізовано на рис. 24.

Із розрахунку випливає:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V як порівняти з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану зросло в блоці хребців $Th_{VII}-Th_{IX}$ та хребці L_V ;

- рівень напруженого стану у хребцях Th_{IX} підвищився на 31 %. В хребцях Th_{VII} , Th_{VIII} на 23 та 25 %;

- у хребці L_V — на 16 %;

- в інших хребцях підвищення рівня напруженого стану не перевищує 10 %.

Модель із компресійним переломом хребця L_1 та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця L_1 додається кістковий цемент — 16 %.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 26) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V не змінився, за винятком хребця L_1 .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця L_1 (рис. 27) дорівнює 1,9 МПа (2 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,5 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 28) показано порівняння максимальних значень напружень Мізеса для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо: характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився; пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця L_1 ; у зоні введення цементу навпаки спостерігається збіль-

шення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу до губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{VII} подана на рис. 29.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 30) як порівняти з інтактною моделлю показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці L_1-L_V майже не змінився. Максимальний рівень напруження в хребці L_{III} дорівнює 3,4 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі). У хребетному блоці Th_V-Th_{XII} характер розподілу і рівень напруження змінився. Так для хребця Th_{VI} він досягає значення 2,1 МПа (1,2 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом у тілі хребця Th_{VII} в обчислювальній моделі становить 2,1 МПа (1,3 МПа в інтактній).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом наведено на рис. 31.

Із розрахунку випливає:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-Th_{XII} в порівнянні з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану здебільшого відбулося в блоці хребців Th_{VI} , Th_{VII} ;

- рівень напруженого стану в хребці Th_{VI} підвищився на 75 %, у Th_{VII} на 62 %;

- у блоці хребців L_1-L_V майже не змінився;

- в інших хребцях рівень напруженого стану змінився в межах 3–8 %.

Модель із компресійним переломом хребця Th_{VII} та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця Th_{VII} додається кістковий цемент — 16 % (рис. 32).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 33) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V не змінився, за винятком хребця Th_{VII} .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця Th_{VII} (рис. 34) дорівнює 1,5 МПа (2,1 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 35) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці Th_V-L_V як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився;

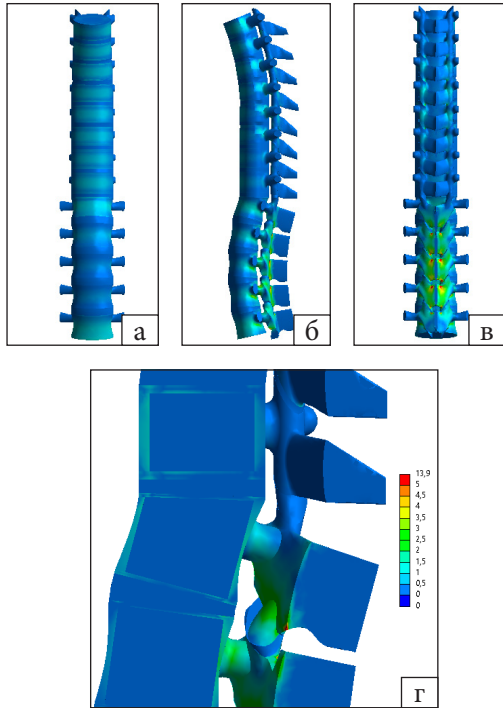


Рис. 22. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блоку

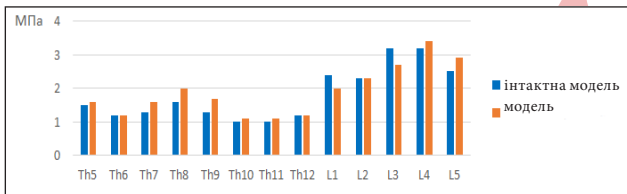


Рис. 23. Величина напружень за Мізесом у хребцях Th_V-L_V

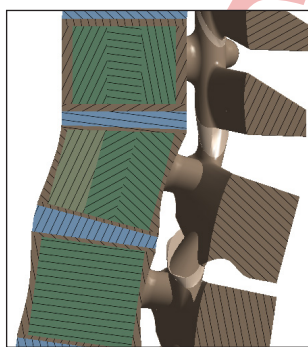


Рис. 24. Зріз у сагітальній площині блоку хребців Th_{XII}-L_{II}

– пониження напруженого стану в межах 28 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця Th_{VII}. У відсотковому співвідношенні це найбільше зниження напруженого стану для хребців із компресійним переломом після введення цементу;

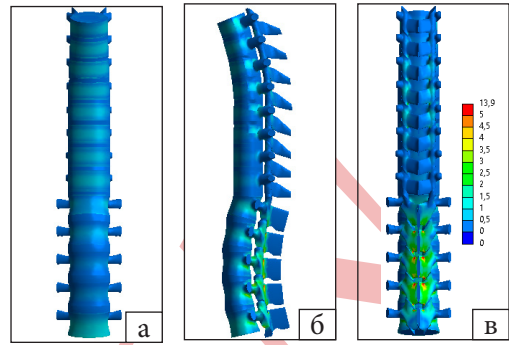


Рис. 25. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі,

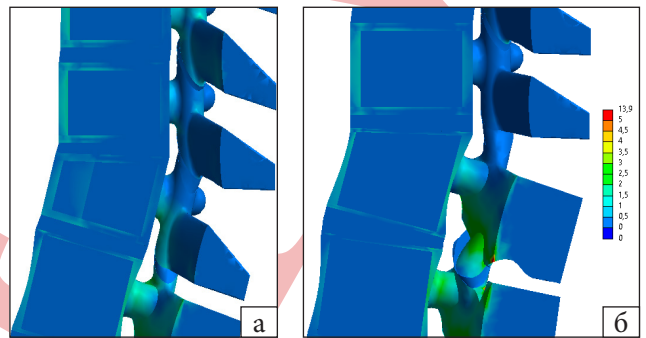


Рис. 26. Напруження за Мізесом у тілі хребця L_I: а) в розра-

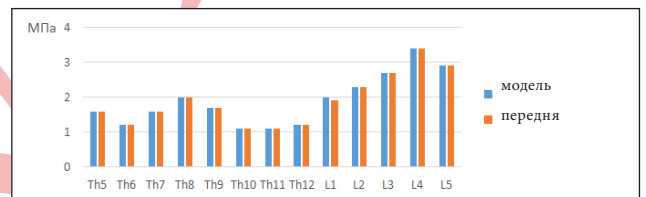


Рис. 27. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

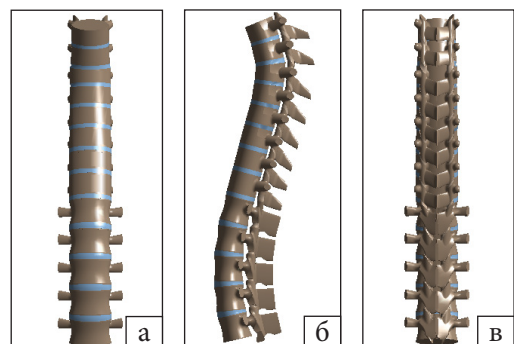


Рис. 28. Розрахункова модель із компресійним переломом

– у зоні введення цементу навпаки спостерігається збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу до губчастої кістки.

Таблиця 3

Місце перелому	до 10 %	від 10 до 30 %	більш 30 %
Th _{VII}	Th _V , L _{II} -L _{IV}	Th _{VIII} , L _I	Th _{VI} , Th _{VII}
Th _{XI}	Th _{XII} , L _{III}	Th _V , Th _{VI} , L _{II} , L _{IV} , L _V	Th _{VII} -Th _{XI}
Th _{XII}	Th _V , Th _{VI} , Th _{XII} , L _{II}	L _{IV} , L _V	Th _{VII} -Th _{XI}

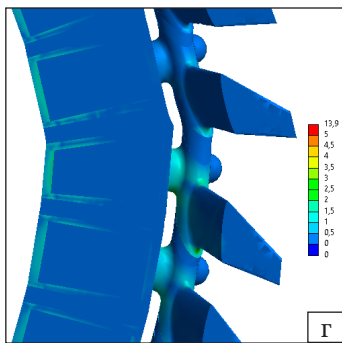
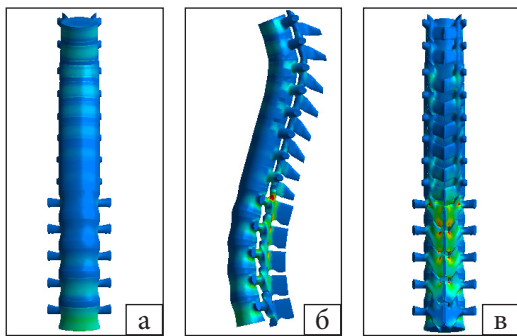


Рис. 29. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

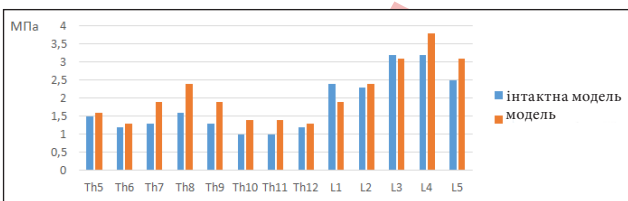


Рис. 30. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th_V-L_V

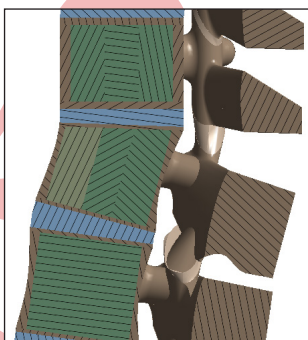


Рис. 31. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th_{VI}-Th_{VIII}

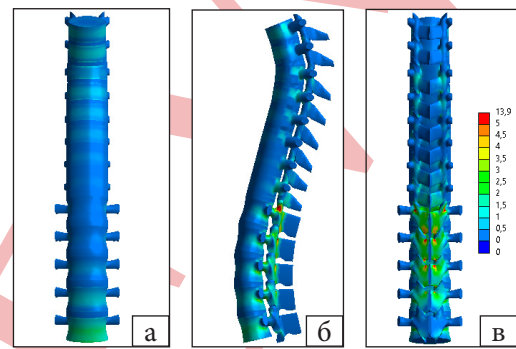


Рис. 32. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі,

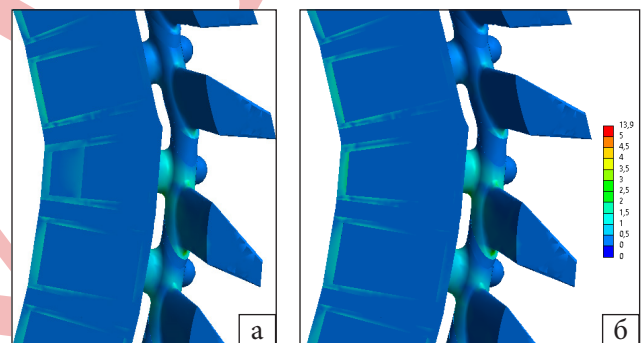


Рис. 33. Напруження за Мізесом у тілі хребця Th_{VII}: а) в роз-

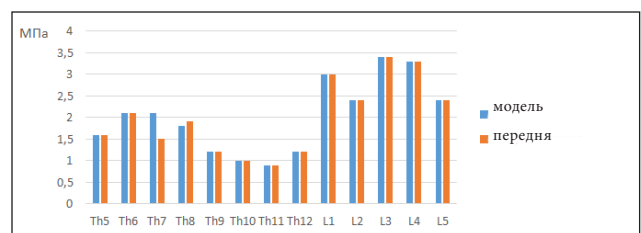


Рис. 34. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

У підсумку в таблиці 3 зведені результати підвищення напруженого стану блоці хребців Th_V-L_V залежно від місця розташування перелому.

Отримані результати математичного моделювання узгоджуються з раніше встановленими клініко-статистичними закономірностями та підтверджують, що локалізація первинного компресійного перелому визначає характер перерозпо-

ділу напружень у хребті, створюючи передумови для виникнення нових переломів у прогнозованих сегментах [20].

Висновки

Біомеханічне моделювання підтвердило, що компресійний перелом хребця призводить до суттєвого перерозподілу напружень у суміжних і віддалених сегментах хребта, із формуванням зон підвищеного навантаження, які відповідають клінічній топографії виникнення нових переломів знайдених нами в попередньому дослідженні. Вертебропластика знижує локальні напруження в її зоні, проте не усуває глобальних змін напружено-деформованого стану хребтно-рухового сегмента.

Отримані результати пояснюють механізми розвитку каскадних переломів та обґрунтовують доцільність профілактичних втручань у вразливих сегментах пацієнтів групи високого ризику. Отже, біомеханічне моделювання підтверджує клінічні та статистичні закономірності, виявлені в попередньому дослідженні.

Обмеження дослідження. Біомеханічна модель, побудована методом скінченних елементів, є статичною, ураховує лише вертикальне навантаження в положенні стоячи та не включає динамічні рухи, індивідуальну м'язову активність, вікові зміни постави (прогресуючий грудний кіфоз, нахил тулуба вперед, зміщення центра мас), дегенеративні зміни міжхребцевих дисків, вплив грудної клітки, ребер і черевного преса, а також індивідуальну геометрію хребта конкретного пацієнта. Ці спрощення обмежують повне відтворення реальної багатокомпонентної біомеханіки хребта в пацієнта похилого віку з остеопорозом.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Перспективою подальших досліджень є проспективна клінічна валідація підтверджених закономірностей із оцінкою їхньої прогностичної цінності, відтворюваності та практичної застосовності. Отримані дані можуть стати підґрунтям для удосконалення алгоритмів оцінки ризику, індивідуалізованого вибору уразливих хребців і впровадження профілактичних підходів у клінічну практику.

Інформація про фінансування. Дослідження було проведене в межах науково-дослідної роботи «Удосконалити діагностику та лікування нових компресійних переломів хребців грудного та поперекового відділів хребта у пацієнтів із дифузним остеопорозом після вертебропластики» (державний реєстраційний номері 0123U104219).

Внесок авторів. Попов А. І. — розробка концепції дослідження, аналіз результатів; Молодюк М. В., Попсуй-шапка К. О., Палкін О. В. — аналіз результатів, пошук літературних джерел, оформлення рукопису; Ярьсько О. В. — виконання математичного моделювання. Усі автори брали участь у написанні статті та схвалили остаточний рукопис.

Список літератури

1. Yu, F., & Xia, W. (2019). The epidemiology of osteoporosis, associated fragility fractures, and management gap in China. *Archives of osteoporosis*, 14(1). <https://doi.org/10.1007/s11657-018-0549-y>
2. Alexandru, D., & So, W. (2012). Evaluation and management of vertebral compression fractures. *The permanente journal*, 16(4), 46–51. <https://doi.org/10.7812/tpp/12-037>
3. Beall, D., Lorio, M. P., Yun, B. M., Runa, M. J., Ong, K. L., & Warner, C. B. (2018). Review of vertebral augmentation: An updated meta-analysis of the effectiveness. *International journal of spine surgery*, 12(3), 295–321. <https://doi.org/10.14444/5036>
4. Ahsan, M. K., Pandit, O. P., & Khan, M. S. (2021). Percutaneous vertebroplasty for symptomatic osteoporotic compression fractures: A single-center prospective study. *Surgical Neurology International*, 12, 176. https://doi.org/10.25259/sni_212_2021
5. Li, N. (2025). Risk factors for lumbar fascial edema in patients with osteoporotic vertebral compression fractures and its effect on residual pain after percutaneous vertebroplasty. *American journal of translational research*, 17(9), 6931–6940. <https://doi.org/10.62347/imre7659>
6. Zhang, Z., Fan, J., Ding, Q., Wu, M., & Yin, G. (2013). Risk factors for new Osteoporotic vertebral compression fractures after Vertebroplasty. *Journal of spinal disorders & techniques*, 26(4), E150–E157. <https://doi.org/10.1097/bsd.0b013e31827412a5>
7. Lee, B. G., Choi, J., Kim, D., Choi, W. R., Lee, S. G., & Kang, C. (2019). Risk factors for newly developed osteoporotic vertebral compression fractures following treatment for osteoporotic vertebral compression fractures. *The spine journal*, 19(2), 301–305. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.06.347>
8. Park, J., & Park, Y. (2021). Survival analysis and risk factors of new vertebral fracture after vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture. *The spine journal*, 21(8), 1355–1361. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.04.022>
9. Li, W., Wang, H., Dong, S., Tang, Z., Chen, L., Cai, X., Hu, Z., & Yin, C. (2021). Establishment and validation of a nomogram and web calculator for the risk of new vertebral compression fractures and cement leakage after percutaneous vertebroplasty in patients with osteoporotic vertebral compression fractures. *European spine journal*, 31(5), 1108–1121. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-07064-z>
10. Zhou, C., Huang, S., Liao, Y., Chen, H., Zhang, Y., Li, H., Zhu, Z., & Wang, Y. (2023). Correlation analysis of larger side bone cement volume/vertebral body volume ratio with adjacent vertebral compression fractures during vertebroplasty. *Frontiers in endocrinology*, 14, 1072087. <https://doi.org/10.3389/fendo.2023.1072087>
11. Nie, M., Chen, Z., Shi, L., Cao, H., & Xu, L. (2024). Prediction of new vertebral compression fracture within 3 years after percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture: Establishment and validation of a nomogram prediction model. *PLOS ONE*, 19(5), e0303385. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303385>
12. Cheng, Y., Cheng, X., & Wu, H. (2022). Risk factors of new vertebral compression fracture after percutaneous vertebroplasty or percutaneous kyphoplasty. *Frontiers in endocrinology*, 13, 964578. <https://doi.org/10.3389/fendo.2022.964578>
13. Ben-Hatira, F., Saidane, K., & Mrabet, A. (2012). A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. *Journal of biomedical science and engineering*, 05(03), 146–152. <https://doi.org/10.4236/jbise.2012.53019>
14. Srinivas, G. R., Kumar, M. N., & Deb, A. (2017). Adjacent disc stress following floating lumbar spine fusion: A finite element study. *Asian spine journal*, 11(4), 538–547. <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.4.538>
15. Zhang, Z., Fogel, G. R., Liao, Z., Sun, Y., Sun, X., & Liu, W. (2018). Biomechanical evaluation of four surgical scenarios

- of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study. *Bio-medical materials and engineering*, 29(4), 485-497. <https://doi.org/10.3233/bme-181004>
16. Tyndyk, M., Barron, V., & McHugh, P. (2006). The effect of various bone conditions on the biomechanics of the thoracolumbar spine—finite element study. *Journal of biomechanics*, 39, S103. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(06\)83309-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(06)83309-9)
 17. Aroeira, R. M., Pertence, A. E., Kemmoku, D. T., & Greco, M. (2017). Three-dimensional geometric model of the middle segment of the thoracic spine based on graphical images for finite element analysis. *Research on biomedical engineering*, 33(2), 97-104. <https://doi.org/10.1590/2446-4740.08916>
 18. Nakashima, D., Kanchiku, T., Nishida, N., Ito, S., Ohgi, J., Suzuki, H., Imajo, Y., Funaba, M., Chen, X., & Taguchi, T. (2018). Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar Junction using models constructed from medical images. *Experimental and therapeutic medicine*. <https://doi.org/10.3892/etm.2018.5848>
 19. Nishida, N., Ohgi, J., Jiang, F., Ito, S., Imajo, Y., Suzuki, H., Funaba, M., Nakashima, D., Sakai, T., & Chen, X. (2019). Finite element method analysis of compression fractures on whole-spine models including the rib cage. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2019, 1-10. <https://doi.org/10.1155/2019/8348631>
 20. Popov, A., & Moloduk, M. (2024). Prediction of repeated osteoporotic fractures of the thoracic and lumbar vertebrae (Experimental study). *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (3), 5-12. <https://doi.org/10.15674/0030-5987202435-12>
 21. Arkusz, K., Klekiel, T., Niezgodna, T., & Będziński, R. (2018). The influence of osteoporotic bone structures of the pelvis-hip complex on stress distribution under impact load. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 20(1), 29-38. <https://doi.org/10.5277/ABB-00882-2017-02>
 22. Kong, W. Z., & Goel, V. K. (2003). Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*, 28(17), 1961-1967. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000083236.33361.c5>
 23. Vidal-Lesso, A., Ledesma-Orozco, E., Lesso-Arroyo, R., & Rodriguez-Castro, R. (2011). Dynamic response of femoral cartilage in knees with Unicompartmental osteoarthritis. *Journal of applied research and technology*, 9(02). <https://doi.org/10.22201/icat.16656423.2011.9.02.445>
 24. Loskutov, O., Vasilchenko, Y., & Ambrazhey, M. (2014). Stiffness and strength characteristics of various brands of bone cement based on polymethylmethacrylate and their changes over time. *Trauma*, 15(1), 114-117. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.15.2014.81293>
 25. Park, W. M., Kim, Y. J., Wang, S., Kim, Y. H., & Li, G. (2020). Investigation of lumbar spine biomechanics using global convergence optimization and constant loading path methods. *Mathematical biosciences and engineering*, 17(4), 2970-2983.

Стаття надійшла до редакції 09.03.2026	Отримано після рецензування 01.04.2026	Прийнято до друку 22.04.2026
---	---	---------------------------------

BIOMECHANICAL VALIDATION OF TOPOGRAPHIC PATTERNS OF NEW VERTEBRAL COMPRESSION FRACTURES AFTER VERTEBROPLASTY USING

M. V. Moloduk, A. I. Popov, O. V. Yaresko, K. O. Popsuyshapka, O. V. Palkin

- ✉ Mykyta Moloduk, MD: NikitaMoloduk@gmail.com; <https://orcid.org/0009-0005-0058-424X>
- ✉ Andrii Popov, MD, DMSci in Orthopaedics and Traumatology: aipopovdoc@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9006-7721>
- ✉ Olexander Yaresko: avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>
- ✉ Kostiantyn Popsuyshapka, MD, DMSci: konstantin.popsuy@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-8552-7287>
- ✉ Olexander Palkin, MD, PhD: palkin110383@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-62064283>