

УДК 616.711-089.881-77-07:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872019442-49>

Математичне моделювання нового ендопротеза для міжтілового спондилодезу поперекового відділу хребта

М. О. Корж¹, В. О. Куценко¹, А. І. Попов¹, О. В. Веретельник²,
І. Б. Тимченко¹, М. Ю. Гниря¹, М. М. Ткачук², М. А. Ткачук²

¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

² Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут». Україна

Objective: using mathematical modeling with the finite element method to develop a model of the interbody implant with an additional fastening element and to evaluate the stress-strain state of the system «vertebral body – implant». Methods: models were designed in SolidWorks software. Two designed schemes with implants were developed and studied: 1) titanium cylindrical; 2) titanium cylindrical with an additional fastening element — a spike. The condition of the I stage of the study is the absence of movements of the elements of the contact pair «implant – vertebral body», the IInd — a small relative slip between them with zero friction. Bending loads on the segment were created. Results: the application of an additional fastener significantly increases the rigidity of the entire system. Redistribution of stresses occurs with their decrease in the implant with an additional fastening element by 30 % than without it. The equivalent stresses of cortical tissues for the first and second calculation schemes of the first stage of the study turned out to be close in values, the difference is 2 %. For stage II, the difference was 43 %, higher stresses were observed in the case of implant with a spike. Contact pressure indices in models with two types of implants in the absence of movements in the «implant – vertebral body» system are close, the difference is 5 %. In the case of modeling of a small relative slip between them with zero friction (stage II), the difference in values rises up to 54 %, and the lower pressure corresponds to the implant model with a spike. Conclusions: the use of an improved design of the interbody implant with an additional fastening element in the form of a spike is more effective to achieve stabilization in the system of the «vertebral body – implant» compared with a conventional cylindrical implant. Key words: finite element models, interbody spinal fusion, implant, vertebrae body, stress-strain state contact pressure.

Цель: с помощью математического моделирования с использованием метода конечных элементов разработать модель межтелового эндопротеза с дополнительным элементом крепления и оценить напряженно-деформированное состояние системы «тело позвонка – имплантат». Методы: модели созданы в программном продукте SolidWorks. Разработаны и исследованы две расчетные схемы с эндопротезами: 1) титановым цилиндрическим; 2) титановым цилиндрическим с дополнительным элементом крепления — шипом. Условие I этапа работы — отсутствие перемещений элементов контактной пары «имплантат – тело позвонка», II — небольшое относительное скольжение между ними с нулевым трением. Создавали сгибающие нагрузки на сегмент. Результаты: применение дополнительного элемента крепления существенно повышает жесткость всей системы. Происходит перераспределение напряжений с их снижением в эндопротезе с дополнительным элементом крепления на 30 %. Эквивалентные напряжения корковых тканей для первой и второй расчетных схем I этапа исследования оказались близкими по значениям, разница равна 2 %. Для II этапа разница составила 43 %, большие напряжения наблюдали в случае эндопротеза с шипом. Показатели контактного давления в моделях с двумя типами эндопротезов в условиях отсутствия перемещений в системе «имплантат – тело позвонка» близки, разница равна 5 %. В случае моделирования небольшого относительного скольжения между ними с нулевым трением (II этап) разность значений повышается до 54 %, причем меньшее давление соответствует модели эндопротеза с шипом. Выводы: применение усовершенствованной конструкции межтелового эндопротеза с дополнительным элементом крепления в виде шипа является более эффективным для достижения стабилизации в системе «тело позвонка – имплантат» по сравнению с обычным цилиндрическим эндопротезом. Ключевые слова: конечно-элементные модели, межтеловой спондилодез, имплантат, тело позвонка, напряженно-деформированное состояние, контактное давление.

Ключові слова: скінченно-елементні моделі, міжтіловий спондилодез, імплантат, тіло хребця, напружено-деформований стан, контактний тиск

Вступ

Стабілізувальні та декомпресійно-стабілізувальні хірургічні втручання виконуються з метою усунення стиснення вентральних відділів спинного мозку шляхом відновлення фізіологічної осі та підтримки оперованого хребтового рухового сегмента [1, 2]. У випадку здійснення під час таких операцій корпектомії або резекції тіла хребця разом із фіксувальними системами використовують міжтілові ендпротези, які зазвичай виготовляють із титану або нікеліну титану [3–5].

Плануючи виконання хірургічного втручання на хребті з установленням міжтілових імплантатів необхідно враховувати стан кісткової тканини, репаративний потенціал пацієнта, швидкість інкорпорації імплантата в кістку, його передбачувану стабільність тощо. Незважаючи на позитивні властивості наявних міжтілових фіксаторів, існують проблеми, пов'язані з уповільненим утворенням навколо них кістки, незрощенням, міграцією імплантата. Одним із ускладнень використання міжтілових імплантатів у разі вертебротомії є їхнє просідання з часом у суміжні тіла хребців [5, 6]. Щоб уникнути цього дослідники розробляють варіанти конструкції міжтілових кейджів — сітчасті, розширювані, з наявністю зубців. У ретроспективному когортному дослідженні за участю 91 пацієнта було порівняно найближчі та віддалені результати корпектомії зі заміщенням тіла хребця стабільними та розширюваними кейджами. У разі використання останніх встановлено більші показники пролабування в суміжні хребці та частіше виникнення цього ускладнення [6].

Таким чином, розроблення нових, а також удосконалення існуючих конструкцій ендпротезів, які забезпечують високу стабільність і передбачуваність механічної поведінки утвореної біомеханічної системи, залишається актуальним завданням вертебродології.

На сучасному етапі розвитку науки в ортопедії широко використовують комп'ютерне моделювання, яке дає можливість провести низку досліджень із варіюванням параметрів ендпротеза, що неможливо в клінічних умовах. Імплантати для міжтілового спондилодезу мають не лише відновлювати висоту хребтового рухового сегмента, а й витримувати певні навантаження, розподіляти осьові напруження на оперований сегмент. Комп'ютерне моделювання дає змогу

оцінити напружено-деформований стан (НДС) елементів біологічних і утворених біомеханічних систем із розробленими ендпротезами, що допоможе у виборі їхнього типу та конструкції з огляду на індивідуальні особливості пацієнта.

Досвід використання комп'ютерного моделювання у світовій практиці показує, що для здійснення досліджень НДС найкращим чином себе зарекомендував метод скінченних елементів [7]. Він описує складні біологічні та біомеханічні системи.

Мета роботи: за допомогою математичного моделювання з використанням методу скінченних елементів розробити модель міжтілового ендпротеза з додатковим елементом кріплення й оцінити напружено-деформований стан у системі «тіло хребця – імплантат».

Матеріал і методи

Використані фізико-механічні властивості матеріалів (E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона) наведено в таблиці [8].

Для побудови скінченно-елементних моделей використано 20-вузловий кубічний елемент (SOLID186), який дає змогу отримати найменшу похибку в обчисленнях і, відповідно, точніші розподіли компонент НДС досліджуваної системи. Створювали моделі в програмному продукті, призначеному для параметричного автоматичного будівництва — SolidWorks [9]. Після побудови геометричних моделей вони передавалися в програмний комплекс ANSYS Workbench [10, 11], де створено скінченно-елементні моделі шляхом розбиття на скінченні елементи, присвоєння відповідних фізико-механічних характеристик матеріалів, прикладання навантаження та закріплення, визначення умов контактної взаємодії елементів біомеханічної системи [7, 12, 13].

Таблиця 1

Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Коркова кістка	10000	0,3
Губчаста кістка	450	0,2
Диск	4,2	0,45
Титан	102000	0,3

Для здійснення дослідження використовували програмні пакети були задіяні на ресурсах програмного апаратного комплексу, який створений в НТУ «ХПІ» у центрі комп'ютерного моделювання «ТЕНЗОР».

За основу моделі ендопротеза взято титановий імплантат циліндричної форми (рис. 1) та розроблено його модифікацію для додаткової



Рис. 1. Титановий ендопротез циліндричної форми

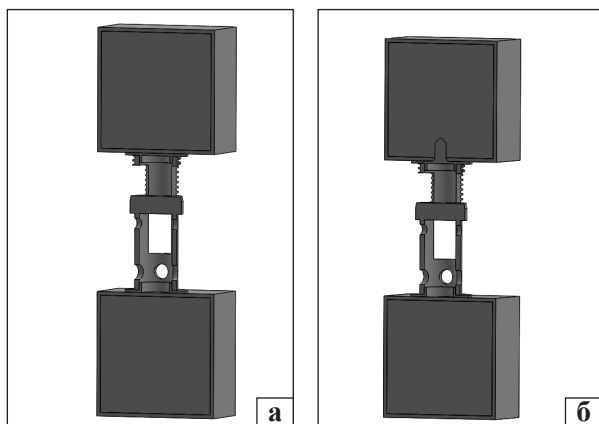


Рис. 2. Вигляд геометричних моделей у розрізі: 1-а (а) та 2-а (б) розрахункові схеми

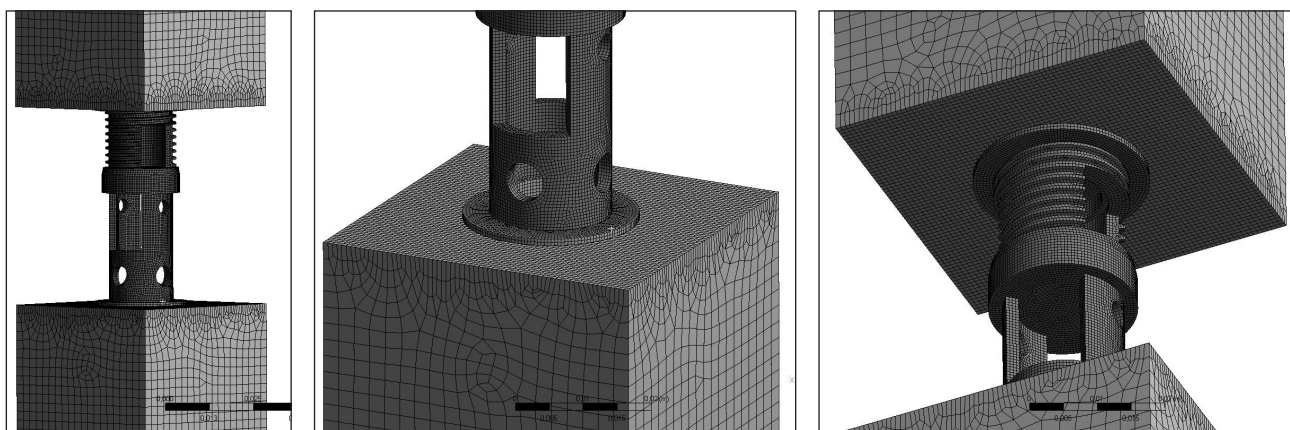


Рис. 3. Скінченно-елементна модель

фіксації та запобігання міграції в процесі життєдіяльності людини. Ця модифікація була здійснена у вигляді додаткового шипа, що входить у тіло верхнього хребця, який має вигляд кубічного елемента. Центральна частина ендопротеза виконана у спрощеному вигляді.

У процесі дослідження побудовано дві розрахункові схеми: 1-а — із циліндричним титановим ендопротезом; 2-а — із модифікованим (рис. 2).

Побудовані моделі для досліджень налічували близько 150 тис. елементів. На рис. 3 подано скінченно-елементну модель для 1-ої розрахункової схеми.

Робота складалася з двох етапів, які відрізнялися контактними умовами та величиною навантаження: I («пов'язаний», Bonded) — без переміщень відносно елементів контактної пари, II («немає поділу», No separation) — без рухомості контактних поверхонь у напрямку нормалі, але з невеликим відносним ковзанням між ними з нульовим тертям. На рис. 4 наведено контактну пару «ендопротез – кубічний елемент» на прикладі 1-ої розрахункової схеми. Шляхом прикладання кутових переміщень до верхнього кубічного елемента створювали згинальне навантаження на досліджуваний сегмент. Для I етапу дослідження величина повороту дорівнювала 12° , для II — 4° . На рис. 5 наведено умови навантаження та закріплення на прикладі I етапу дослідження, на рис. 6 — графік зміни навантаження за кроками (загалом 12 кроків).

Результати та їх обговорення

У процесі проведення чисельних досліджень визначали максимальні еквівалентні напруження за von-Mises елементів досліджуваних систем і контактний тиск для всіх розрахункових схем, а також порівнювали отримані результати.

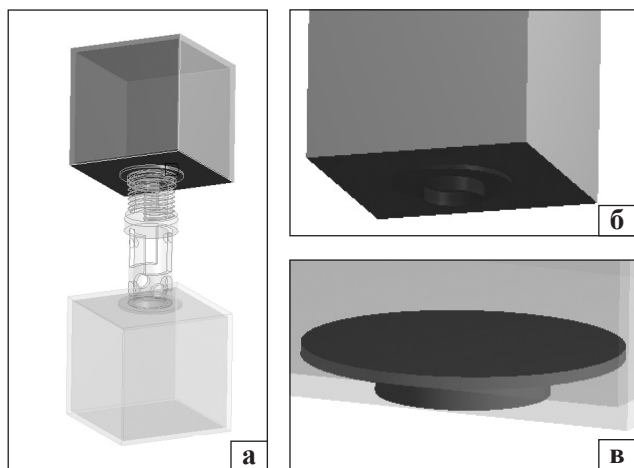


Рис. 4. Контактна пара «ендопротез – кубічний елемент»: а) повна модель; б) кубічний елемент; в) елемент ендопротеза

Під час проведення I етапу дослідження результати були отримані, починаючи з 4-го кроку навантаження. Для нього на рис. 7–9 наведено гістограми з максимальним еквівалентним напруженням в ендопротезі та корковій кістці, контактний тиск і максимальні повні переміщення в імплантаті.

На II етапі дослідження визначено результати лише для 4-го кроку навантаження. Для нього на рис. 10–12 наведено гістограми з максимальним еквівалентним напруженням в ендопротезі та корковій кістковій тканині, контактний тиск і максимальні повні переміщення в імплантаті.

Оскільки результати II етапу одержано лише для 4-го кроку навантаження, прийнято рішення з метою порівняння навести дані I етапу дослідження теж лише для цього кроку навантаження.

На рис. 13–20 наведено поля розподілу еквівалентних напружень в ендопротезі та корковій кістковій тканині, контактний тиск I і II етапів дослідження для 4-го кроку навантаження.

Аналіз отриманих полів розподілу компонент і характеристик НДС досліджуваних моделей показав, що застосування додаткового елемента кріплення у вигляді шипа суттєво підвищує жорсткість усієї системи.

Із розгляду напружень видно, що в разі використання запропонованого імплантата з шипом діючі напруження в ньому зменшені на 30 % порівняно зі звичайним циліндричним імплантатом для 4-го кроку навантаження II етапу дослідження. Проте за відсутності переміщень (I етап) різниця між розрахунковими схемами становила менше ніж 1 % у протилежну сторону.

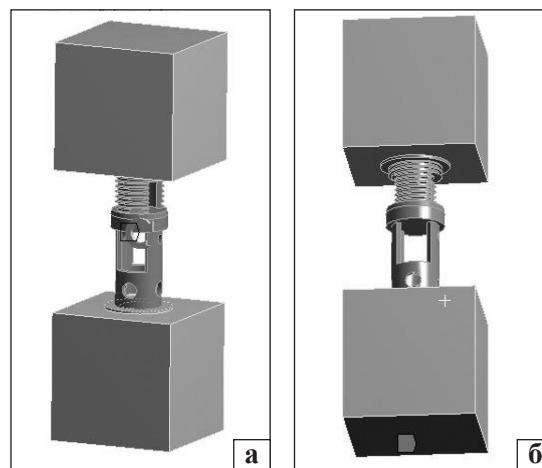


Рис. 5. Умови навантаження (а) і закріплення (б)



Рис. 6. Схема навантаження

Еквівалентні напруження коркової кістки для обох розрахункових схем на I етапі дослідження виявилися близькими за значеннями із незначною різницею у 2 %. Але за умов невеликого відносного ковзання контактних поверхонь для ендопротеза з шипом напруження були на 43 % більшими.

Аналіз контактного тиску показав, що його величини в моделях з обома типами ендопротезів за умов відсутності переміщень у системі «імплантат – тіло хребця» близькі, різниця дорівнює 5 %. У разі відтворення невеликого відносного ковзання між контактними поверхнями з нульовим тертям (II етап роботи) різниця значень підвищується до 54 %, причому менший тиск відповідає моделі ендопротеза з шипом.

Отримані на етапах роботи значення напружень не перевищували граничних меж міцності, характерних для коркової кістки (160 МПа) [8, 14] і титану (1 000 МПа) [8, 15].

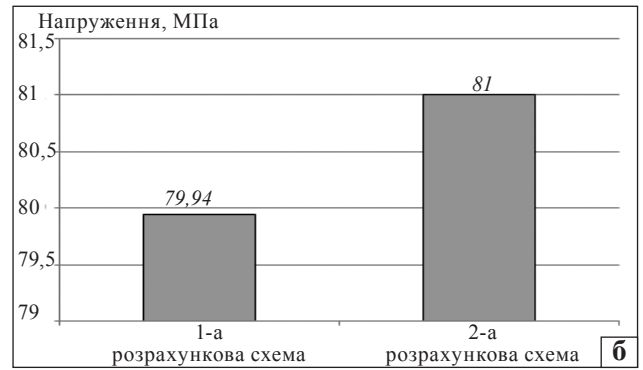
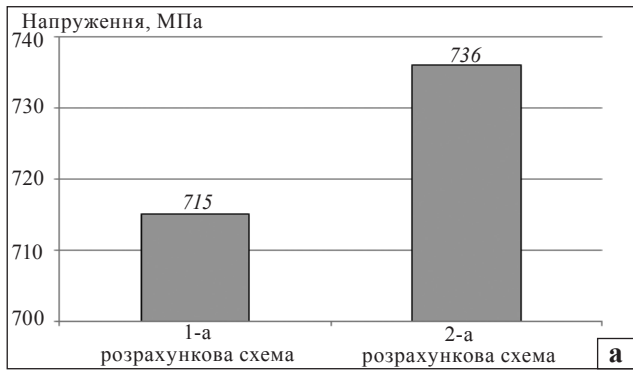


Рис. 7. Максимальні еквівалентні напруження для 4-го кроку навантаження, I етап: а) в ендопротезі; б) у корковій кістці

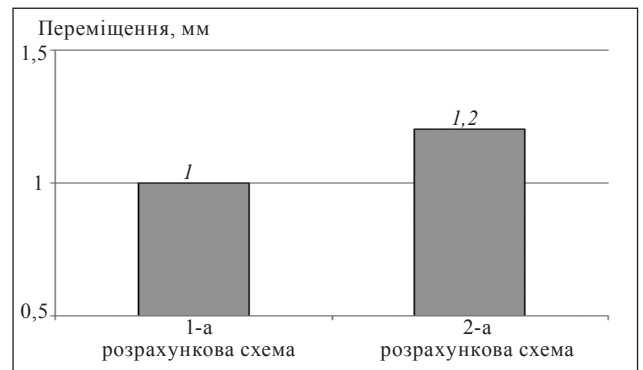
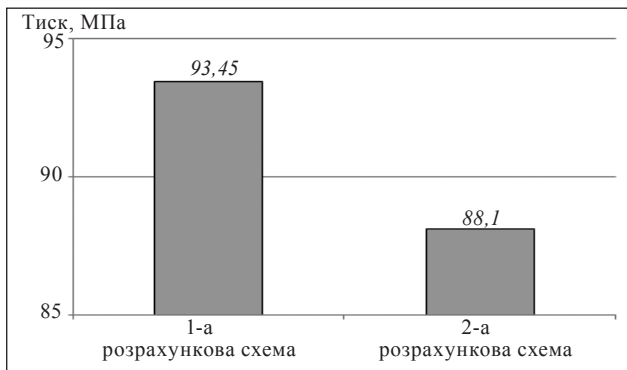


Рис. 8. Максимальний контактний тиск для 4-го кроку навантаження, I етап

Рис. 9. Максимальні повні переміщення для 4-го кроку навантаження, I етап

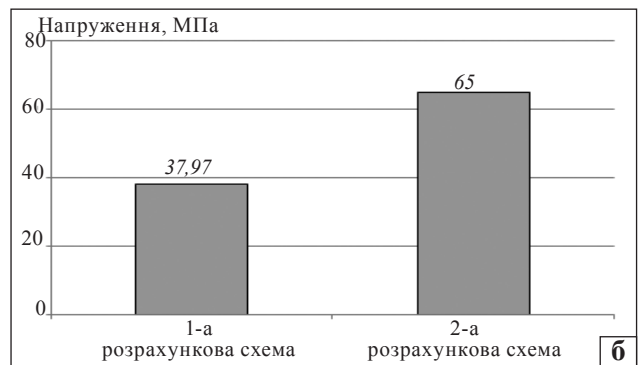
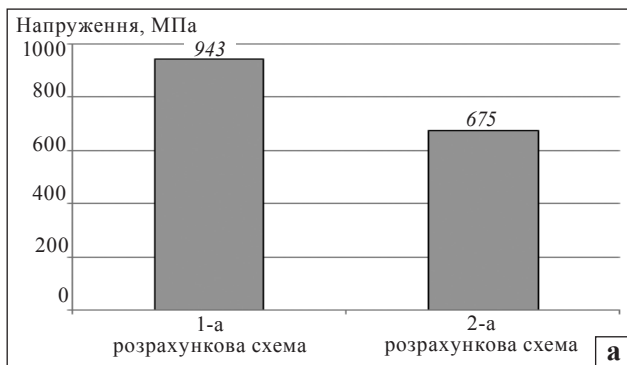


Рис. 10. Максимальні еквівалентні напруження для 4-го кроку навантаження, II етап: а) в ендопротезі; б) у корковій кістці

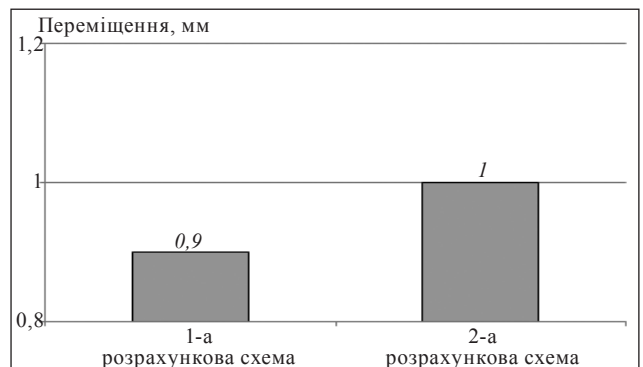
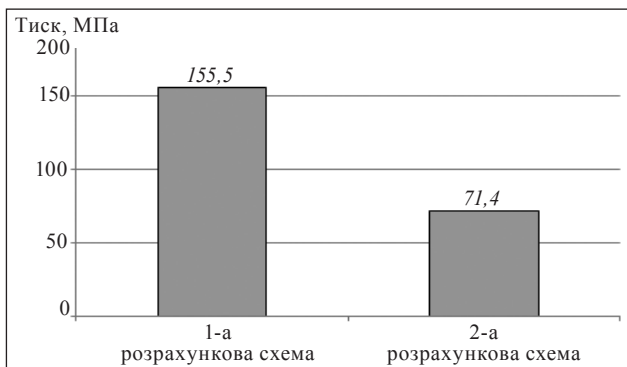


Рис. 11. Максимальний контактний тиск для 4-го кроку навантаження, II етап

Рис. 12. Максимальні повні переміщення для 4-го кроку навантаження, II етап

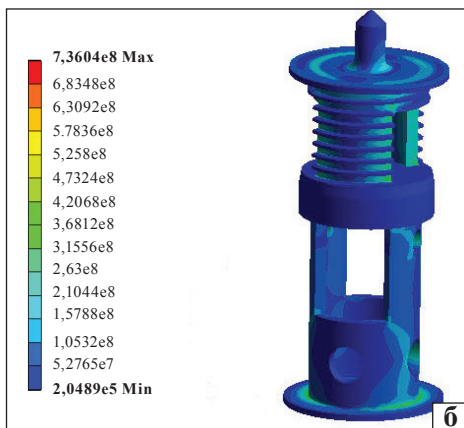
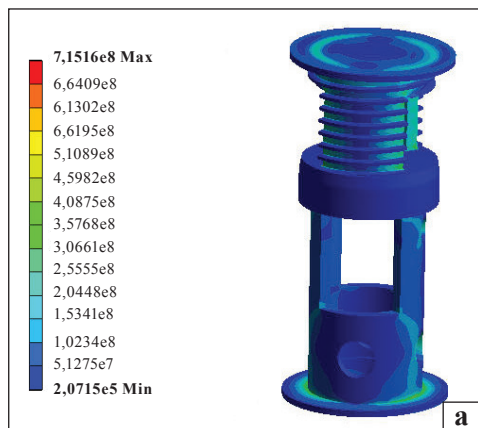


Рис. 13. Розподіл еквівалентних напружень в ендопротезі (Па) для 4-го кроку навантаження, I етап: 1-а) і 2-а (б) розрахункові схеми

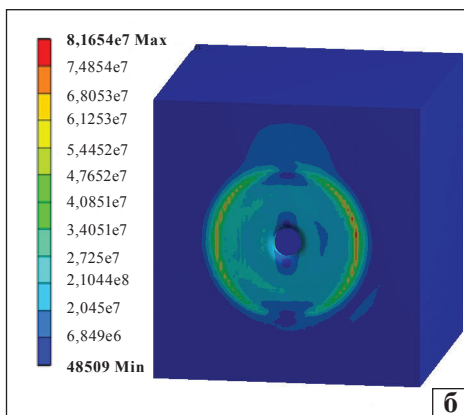
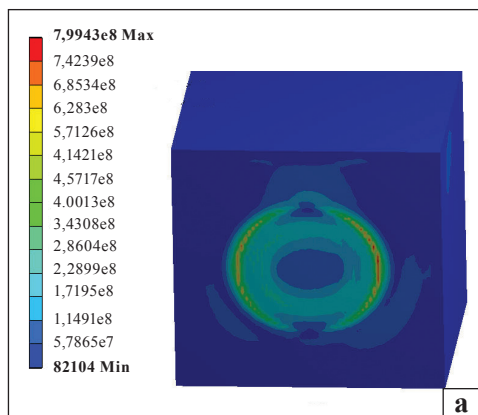


Рис. 14. Розподіл еквівалентних напружень у корковій кістці (Па) для 4-го кроку навантаження, I етап: 1-а) і 2-а (б) розрахункові схеми

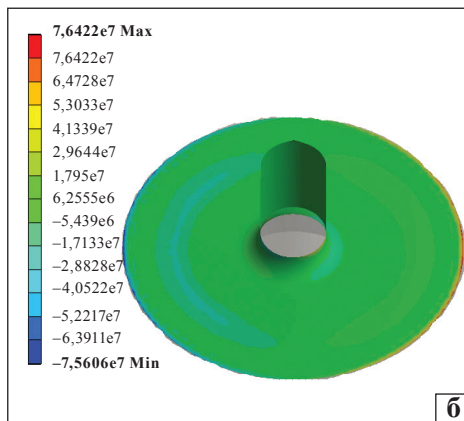
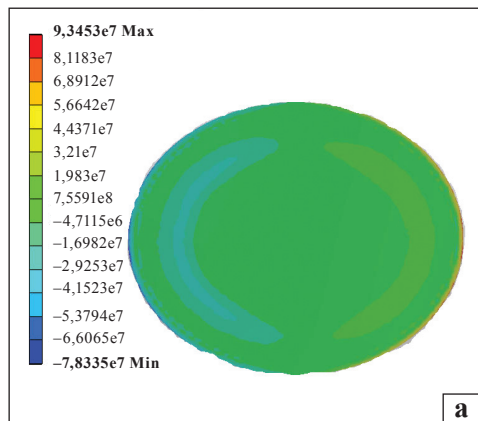


Рис. 15. Контактний тиск (Па) для 4-го кроку навантаження, I етап: 1-а) і 2-а (б) розрахункові схеми

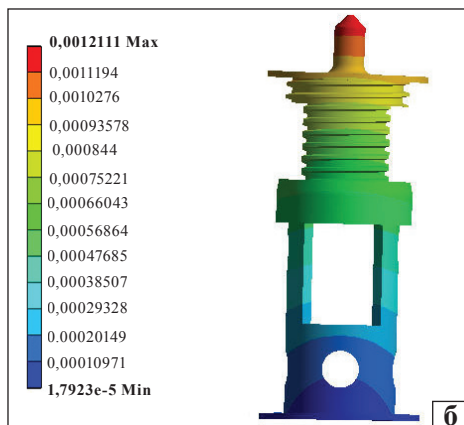
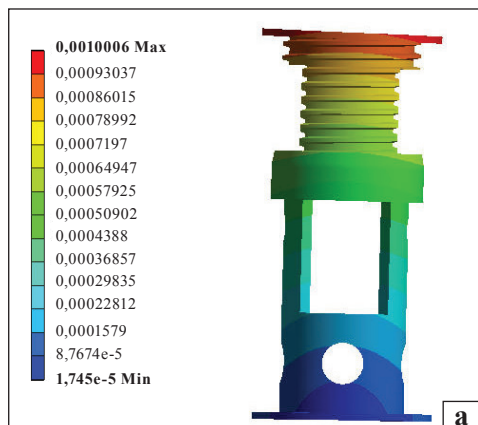


Рис. 16. Повні переміщення (м) для 4-го кроку навантаження, I етап: 1-а) і 2-а (б) розрахункові схеми

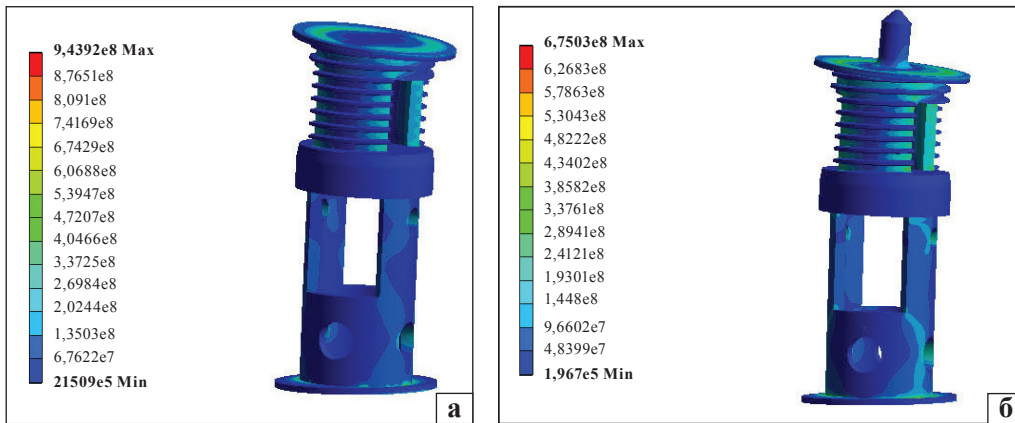


Рис. 17. Розподіл еквівалентних напружень в ендопротезі (Па) для 4-го кроку навантаження, II етап: 1-а) і 2-а) розрахункові схеми

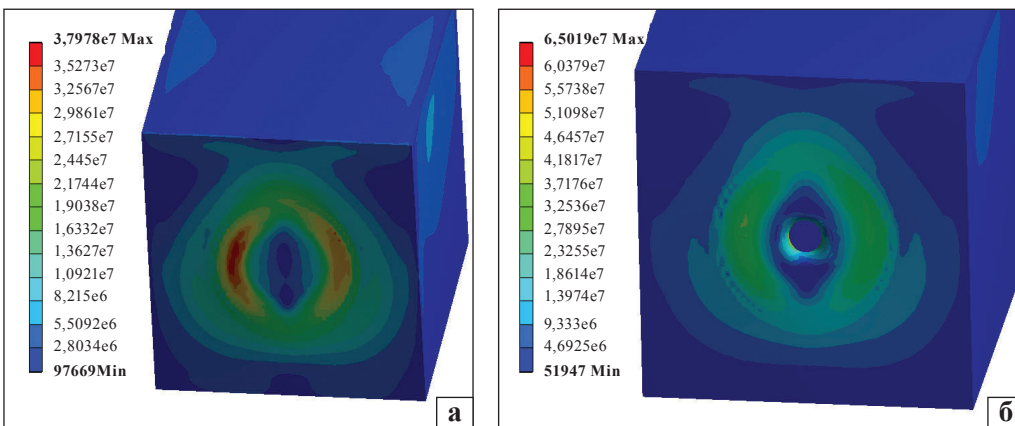


Рис. 18. Розподіл еквівалентних напружень у корковій кістці (Па) для 4-го кроку навантаження, II етап: 1-а) і 2-а) розрахункові схеми

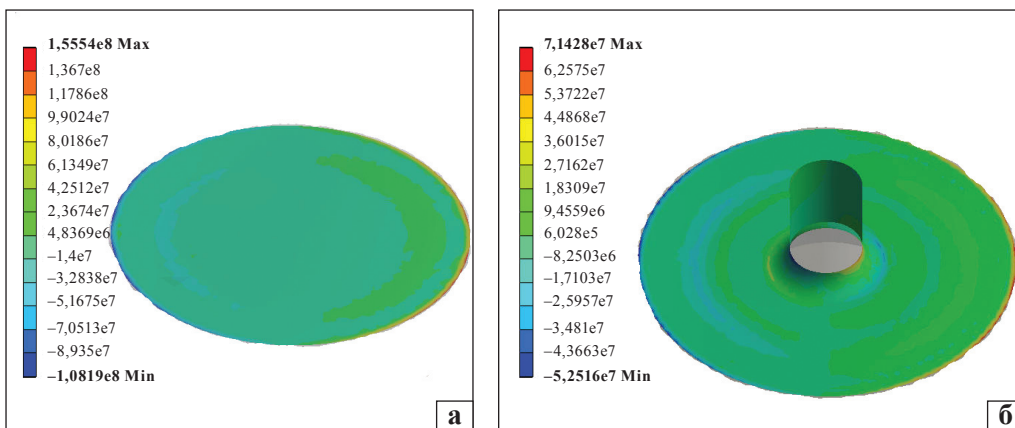


Рис. 19. Контактний тиск (Па) для 4-го кроку навантаження, II етап: 1-а) і 2-а) розрахункові схеми

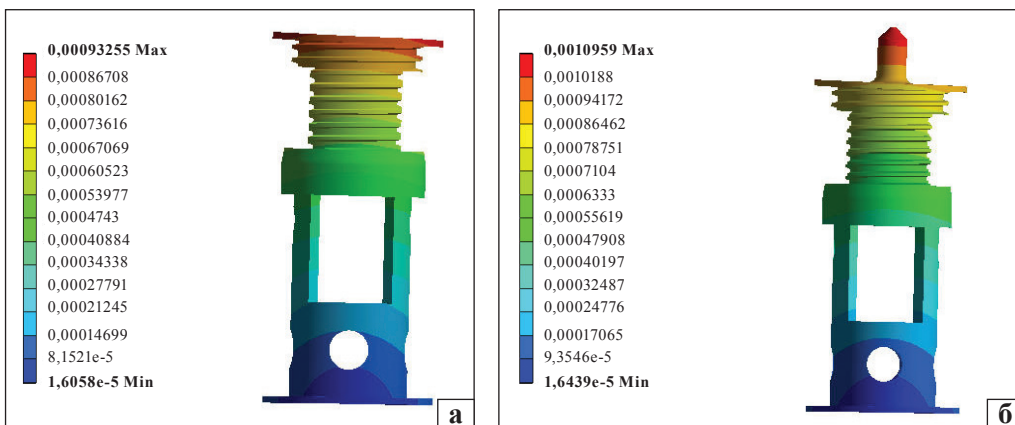


Рис. 20. Повні переміщення (м) для 4-го кроку навантаження, II етап: 1-а) і 2-а) розрахункові схеми

Висновки

За результатами аналізу отриманих чисельних значень і полів розподілу компонент напружено-деформованого стану в елементах досліджуваних систем визначено, що застосування удосконаленої конструкції міжтілового ендопротеза з додатковим елементом кріплення у вигляді шипа є ефективнішим для досягнення додаткової стабілізації в системі «тіло хребця – імплантат» порівняно зі звичайним циліндричним імплантатом.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Радченко В. А. Практикум по стабилизации грудного и поясничного отделов позвоночника / В. А. Радченко, Н. А. Корж. — Харьков : Прапор, 2004. — 157 с.
2. Радченко В. А. Современные подходы к хирургическому лечению поврежденной позвоночника / В. А. Радченко, К. А. Попсуйшапка // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 3. — С. 89–92. — DOI: /10.15674/0030-59872009389-92ю
3. New implant-based technologies in the spine / D. K. Filippiadis, S. Marcia, A. Ryan [et al.] // CardioVascular and Interventional Radiology. — 2018. — Vol. 41 (10). — P. 1463–1473. — DOI: 10.1007/s00270-018-1987-z.
4. Defining the indications, types and biomaterials of corpectomy cages in the thoracolumbar spine / I. D. Papanastassiou, M. Gerochristou, K. Aghayev, F. D. Vrionis // Expert review of medical devices. — 2013. — Vol. 10 (2). — P. 269–279. — DOI: 10.1586/erd.12.79.
5. Graft subsidence and revision rates following anterior cervical corpectomy / M. H. Weber, M. Fortin, J. Shen [et al.] // Clinical Spine Surgery. — 2017. — Vol. 30 (9). — P. E1239–E1245. — DOI: 10.1097/BSD.0000000000000428.
6. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: a retrospective cohort analysis of subsidence / D. Lau, Y. Song, Z. Guan [et al.] // Neurosurgery. — 2013. — Vol. 72 (4). — P. 529–539. — DOI: 10.1227/NEU.0b013e318282a558.
7. Zienkiewicz O. C. The finite element method: its basis and fundamentals / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu. — Amsterdam ; Heidelberg : Butterworth-Heinemann, 2006. — 631 p.
8. Математичне і комп'ютерне моделювання поведінки сегментів поперекового відділу хребта після ендопротезування / М. О. Корж, В. О. Куценко, А. І. Попов [та ін.] // Травма. — 2019. — Т. 20, № 5. — С. 6–14.
9. Алямовский А. А. Проектирование SolidWorks/CosmosWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК, 2004. — 432 с.
10. Zienkiewicz O. C. The finite element method : basic formulation and linear problems / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, Mc Graw-Hill. — Vol. 1. — London, 1989. — 648 p.
11. ANSYS Workbench - <http://www.ansys.com>
12. Образцов И. Ф. Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов: Учеб. пособие для студентов авиац. спец. вузов / И. Ф. Образцов, Л. М. Савельев, Х. С. Хазанов. — М. : Высшая школа, 1985. — 392 с.
13. Морозов Е. М. Метод конечных элементов в механике разрушения / Е. М. Морозов, Г. П. Никишков. — М. : Наука, 1980. — 256 с.
14. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния системы «кость – имплантат» при межвертельном переломе бедренной кости / И. В. Бойко, А. В. Сабсай, В. Б. Макаров, О. В. Раджабов / Вісник СевНТУ: збірник наукових праць. — 2012. — Вип. 133. — С. 355–360. — (Серія: Механіка, енергетика, екологія).
15. http://metallcheckiy-portal.ru/marki_metallov/tit

Стаття надійшла до редакції 05.11.2019

MATHEMATICAL MODELLING OF A NEW IMPLANT FOR INTERBODY LUMBAR SPINAL FUSION

M. O. Korzh¹, V. O. Kutsenko¹, A. I. Popov¹, O. V. Veretelnik²,
I. V. Timchenko¹, M. Yu. Gnyrya¹, M. M. Tkachuk², M. A. Tkachuk²

¹Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

²National Technical University «Kharkiv Polytechnic Institute». Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Volodymyr Kutsenko, Doctor of Traumatology and Orthopaedics: kutsvlad1956@gmail.com

✉ Andrey Popov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: aipopov72m@ukr.net

✉ Oleg Veretelnik: veretelnik.oleg@gmail.com

✉ Iryna Timchenko: aa.dynnik@ukr.net

✉ Mykola Gnyrya: nickimargo@gmail.com

✉ Mykola Tkachuk, PhD in Tech. Scien.: tma@tmm-sapr.org

✉ Mykola Tkachuk, MD, Prof. in Tech. Scien.: tma@tmm-sapr.org