

УДК 616.711-006-089.843:615.461-032.3]:004.942(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872020146-53>

## Математичне та комп'ютерне моделювання нового ендопротеза з вуглець-вуглецевого композиту для міжтілового спондилодезу поперекового відділу хребта

М. О. Корж<sup>1</sup>, В. О. Радченко<sup>1</sup>, В. О. Куценко<sup>1</sup>, А. І. Попов<sup>1</sup>,  
О. В. Веретельник<sup>2</sup>, І. Б. Тимченко<sup>1</sup>, М. А. Ткачук<sup>2</sup>, О. В. Перфільєв<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут». Україна

*Endoprosthesis for interbody fusion should have not only biocompatibility and high strength characteristics, but also good visualization with additional research methods (CT, MRI). One such material is carbon. Aim: using mathematical modeling (the finite element method) to develop a model of the interbody prosthesis from a carbon-carbon composite and evaluate the stress-strain state of the vertebral body-implant system. Methods: models created in SolidWorks software. 18 design schemes with endoprosthesis from a carbon-carbon composite were developed and studied. Bending load was carried out by angular displacements (2°), compressive — by applying a force of 500 N to the upper cubic element. Additional symmetry conditions were also simulated. Results: a parametric model of the biomechanical system of the lumbar spine was constructed. The smallest equivalent stresses were obtained in the design scheme M17, and the largest — in M13. In the bone elements of the systems, they did not exceed the ultimate strength limits for cortical (160 MPa) and cancellous (18–22 MPa) bones. Contact pressure and displacement are determined for all design schemes. Conclusions: as a result of the numerical values and distribution fields of the components of the stress-strain state in the elements of the studied systems, it was found that the use of the proposed endoprosthesis made of a carbon-carbon composite, the geometric parameters of which correspond to the design scheme M17, is effective for achieving additional stabilization in the system «vertebral body – implant». Key words: finite-element models, interbody fusion, implant, vertebral body, stress-strain state, contact pressure, carbon-carbon composite.*

*Эндопротезы для межтелового спондилодеза должны обладать не только биосовместимостью и высокими прочностными характеристиками, но и хорошей визуализацией при дополнительных методах исследования (КТ, МРТ). Одним из таких материалов является углерод. Цель: при помощи математического моделирования с использованием метода конечных элементов разработать модель межтелового эндопротеза из углерод-углеродного композита и оценить напряженно-деформированное состояние системы «тело позвонка – имплантат». Методы: модели созданы в программном продукте SolidWorks. Разработаны и исследованы 18 расчетных схем с эндопротезами из углерод-углеродного композита. Сгибающую нагрузку осуществляли путем угловых перемещений (2°), сжимающую — приложением силы 500 Н к верхнему кубическому элементу. Также моделировали дополнительные условия симметрии. Результаты: построена параметрическая модель биомеханической системы поясничного сегмента позвоночника. Наименьшие эквивалентные напряжения получены в расчетной схеме M17, а наибольшие — в M13. В костных элементах систем они не превышали предельных границ прочности для кортикальной (160 МПа) и губчатой (18–22 МПа) костей. Определено контактное давление и перемещение для всех расчетных схем. Выводы: в результате полученных численных значений и полей распределения компонент напряженно-деформированного состояния в элементах исследуемых систем установлено, что использование предложенного эндопротеза, изготовленного из углерод-углеродного композита, геометрические параметры которого соответствуют расчетной схеме M17, эффективно для достижения дополнительной стабилизации в системе «тело позвонка — имплантат». Ключевые слова: конечно-элементные модели, межтеловой спондилодез, имплантат, тело позвонка, напряженно-деформированное состояние, контактное давление, углерод-углеродный композит.*

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

## Вступ

Хірургія хребта потребує регулярного переосмислення підходів до вибору нових матеріалів, які використовують для реконструктивно-відновних маніпуляцій. Розвиток нових технологій створює і дає можливості для вирішення цієї проблематики.

Особливо актуальним питання вибору імплантатного матеріалу для заміщення постстрекційних дефектів є для пацієнтів з новоутвореннями хребта. Для онкоконтролю в них використовують не лише лабораторні методи обстеження, а й КТ- і МРТ-дослідження. Проте на КТ-сканах у післяопераційному періоді в разі використання металоконструкції визначається ефект збільшення жорсткості випромінювання або розмите зображення, а на МРТ — артефакт магнітної сприйнятності [1]. Ці зображення не дозволяють визначити стан ділянки хірургічного втручання та можливий рецидив пухлини. Якщо транспедикулярна конструкція фіксує хребці, гвинти розташовані вище та нижче від зони ураження, міжтіловий імплантат установлений на місце ураженого хребця, то визначити, що відбувається навкруги та в хребтовому каналі за допомогою неінвазивних візуалізаційних методів дуже складно, а іноді й неможливо. Тому імплантати, окрім характеристик міцності та біосумісності, мають відповідати вимогам для МРТ- і КТ-досліджень.

Одним із таких матеріалів є вуглець, який використовують, починаючи з 1980-х років, у ортопедії та травматології для ендпротезування й остеосинтезу [2]. Перевагою вуглецю над металами є довговічність, еластичність, біосумісність і відсутність небажаних ефектів у разі КТ- і МРТ-обстежень [3, 4]. Тому вуглець є привабливим матеріалом для розроблення нових конструкцій ендпротезів тіл хребців, застосування яких забезпечить високу стабільність, передбачуваність поведінки утвореної біомеханічної системи та можливість виконання онкоскринінгу в пацієнтів із новоутвореннями хребта.

Розвиток сучасного комп'ютерного моделювання дозволяє провести низку досліджень із варіюванням параметрів ендпротеза, які неможливо провести клінічно [5]. Досвід світової практики використання комп'ютерного моделювання показує, що метод скінченних елементів (МСЕ) [6] дає змогу вивчати параметричні моделі, проводити дослідження з варіюванням характеристик (гео-

метричних, фізичних, зовнішніх граничних умов тощо) складних біомеханічних систем [7–10].

*Мета роботи:* за допомогою математичного моделювання з використанням метода скінченних елементів розробити модель міжтілового ендпротеза з вуглець-вуглецевого композита й оцінити напружено-деформований стан системи «тіло хребця – імплантат».

## Матеріал і методи

У роботі вивчено напружено-деформований стан спрощеної геометричної моделі поперекового відділу хребта зі встановленим ендпротезом із вуглецю (рис. 1). У процесі проведення дослідження спрощено модельовані хребці у вигляді кубічних елементів із чіткою межею розподілу на коркову та губчасту тканини.

Ендпротез являє собою телескопічний елемент, дві складових якого виконано з вуглецю. Після його встановлення простір між елементами заповнюється цементом (рис. 2).

Фізико-механічні властивості використаних у моделюванні матеріалів наведено в табл. 1 [11].

У процесі побудови скінченно-елементних моделей використано 20-вузловий кубічний елемент (SOLID186) і 10-вузловий тетраедр (SOLID187). Комбінування різних типів елементів дає можливість отримати найменшу похибку в обчисленнях і точніші розподіли компонент напружено-деформованого стану досліджуваних біомеханічних систем.

Побудову параметричних моделей виконано в програмному продукті Ansys Workbench у спеціалізованому модулі Design Modeler [12]. Після створення геометричних моделей їх передали в інший спеціалізований модуль Mechanical для скінченно-елементного аналізу Ansys Workbench [13, 14]. Далі побудовано комбіновані скінченно-елементні моделі, присвоєні відповідні фізико-механічні характеристики використовуваних матеріалів, відтворено прикладання навантаження та закріплення, визначено умови контактної взаємодії елементів біомеханічної системи та додаткової симетрії.

Використовувані програмні пакети були задіяні на ресурсах програмного апаратного комплексу, який створений в НТУ «ХПІ» у центрі комп'ютерного моделювання «ГЕНЗОР». Проведення спільних досліджень виконано на основі

договору про співпрацю між ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» і НТУ «ХП».

У процесі дослідження створено 18 розрахункових схем. Відмінності моделей полягали в їхніх геометричних параметрах, числові значення яких

наведено в табл. 2. На рис. 3 подано структурну схему відповідних параметрів.

Побудовані комбіновані скінченно-елементні моделі склалися приблизно з 30 тис. елементів. На рис. 4 наведено скінченно-елементну модель для 1-ої розрахункової схеми.

Під час моделювання між елементами ендопротеза контактні умови відповідали контакту без тертя (Frictionless), між ендопротезом і корковими тканинами — «пов'язаному» (Bonded).

Навантаження здійснювали шляхом прикладання кутових переміщень і сили до верхнього кубічного елемента, створюючи стискальне

Таблиця 1  
Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, МПа	Коефіцієнт Пуассона $\nu$
Корковий шар	10 000	0,3
Губчаста кістка	450	0,2
Вуглець	30 000	0,0
Цемент	33 000	0,3

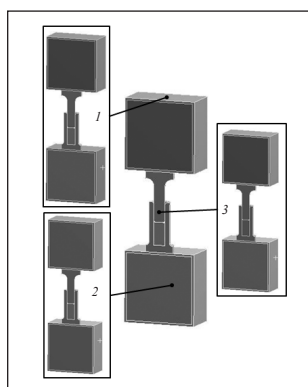


Рис. 1. Повна геометрична модель досліджуваної системи: 1 — коркова тканина, 2 — губчаста, 3 — ендопротез

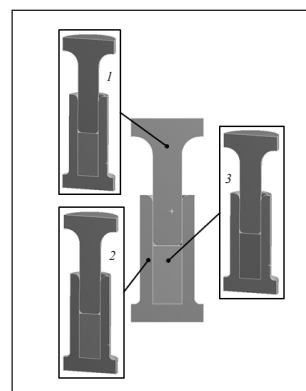


Рис. 2. Геометрична модель ендопротеза: 1 і 2 — елементи з вуглецю, 3 — наповнювач — цемент

Числові значення параметрів моделей

Таблиця 2

№ розрахункової схеми	Параметр моделі, мм									
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
M1	15	5	8	15	30	30	0,0	0,0	0,0	0,0
M2	15	5	8	15	30	30	1,5	1,5	1,5	0,0
M3	15	5	8	15	30	30	3,0	2,0	2,0	0,0
M4	15	5	8	15	30	30	5,0	2,0	2,0	0,0
M5	20	5	8	15	30	30	3,0	2,0	1,5	1,5
M6	20	5	8	15	30	30	5,0	2,0	1,5	1,5
M7	30	5	8	15	30	30	5,0	2,0	1,5	1,5
M8	30	8	8	15	30	30	5,0	2,0	1,5	1,5
M9	30	5	10	20	30	30	5,0	2,0	1,5	1,5
M10	30	5	10	20	32	32	5,0	2,0	1,5	1,5
M11	35	5	10	25	30	30	5,0	2,0	1,5	1,5
M12	35	8	10	25	32	32	5,0	2,0	1,5	1,5
M13	30	5	16	30	30	30	0,0	0,0	0,0	0,0
M14	30	5	16	30	30	30	5,0	3,0	2,0	0,0
M15	30	5	16	30	30	35	5,0	3,0	2,0	0,0
M16	30	5	16	30	30	37	6,0	3,0	2,0	0,0
M17	30	5	16	30	30	37	8,0	3,0	2,0	0,0
M18	32	5	18	32	30	37	6,0	3,0	2,0	0,0

та згинальне навантаження на досліджуваний сегмент. Величина повороту дорівнювала  $2^\circ$ , а сили — 500 Н. Також на модель накладалися додаткові умови симетрії (рис. 5).

### Результати та їх обговорення

За підсумками проведення чисельних досліджень визначено максимальні еквівалентні напруження за von Mises елементів досліджуваних

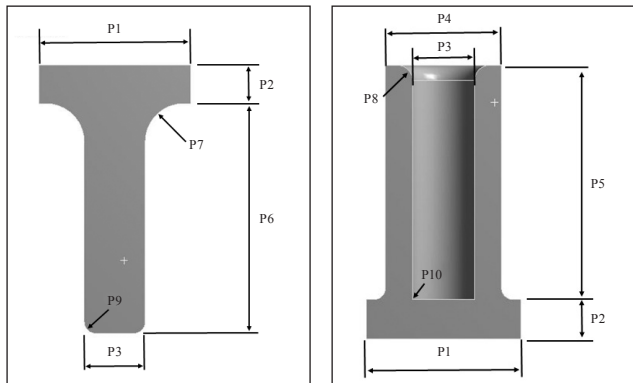


Рис. 3. Схема параметрів

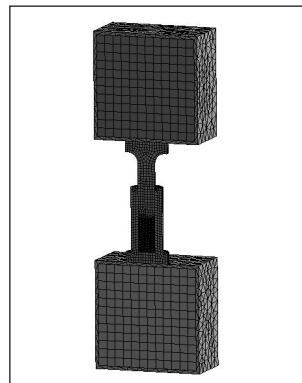


Рис. 4. Скінченно-елемента модель

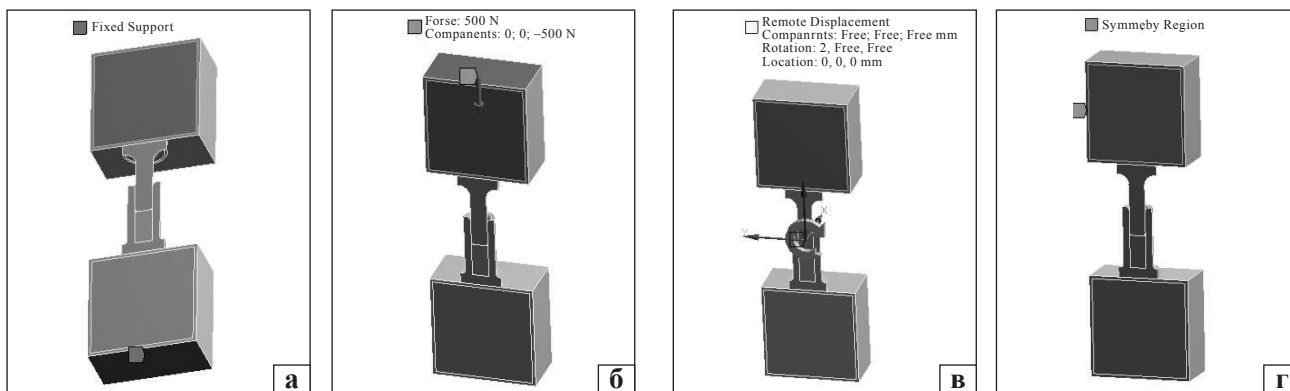


Рис. 5. Схема навантаження (б), закріплення (а), повороту (в) та додаткові умови симетрії (г)

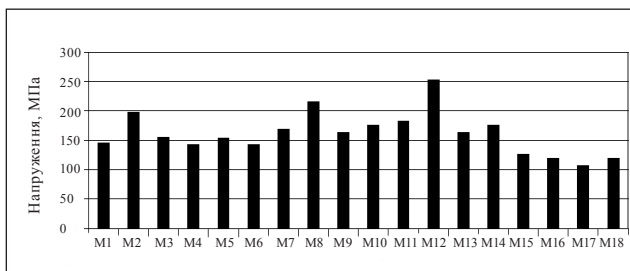


Рис. 6. Максимальні еквівалентні напруження. Повна модель

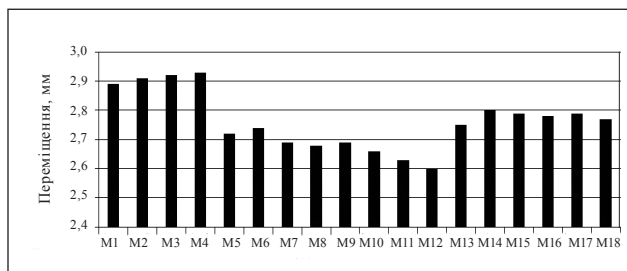


Рис. 7. Максимальні повні переміщення. Повна модель

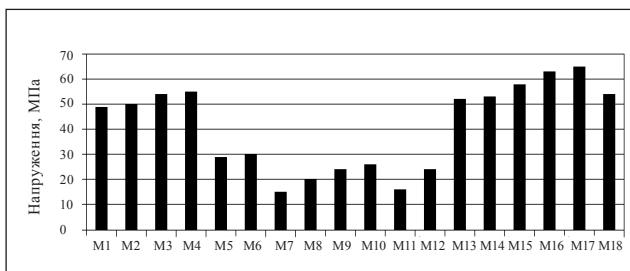


Рис. 8. Максимальні еквівалентні напруження в корковій тканині (верхній елемент)

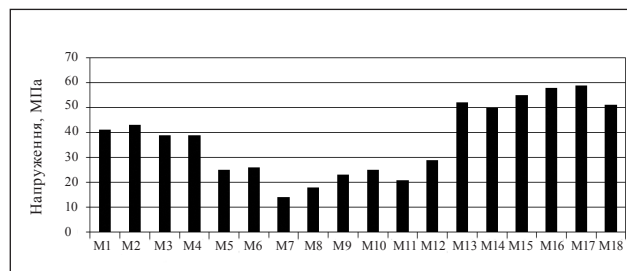


Рис. 9. Максимальні еквівалентні напруження в корковій тканині (нижній елемент)

біомеханічних систем, контактний тиск і переміщення для всіх розрахункових схем, а також здійснено порівняннями отриманих результатів.

На рис. 6 і 7 наведено гістограми з максимальними еквівалентними напруженнями та максимальними повними переміщення у повній моделі, для усіх розрахункових схем.

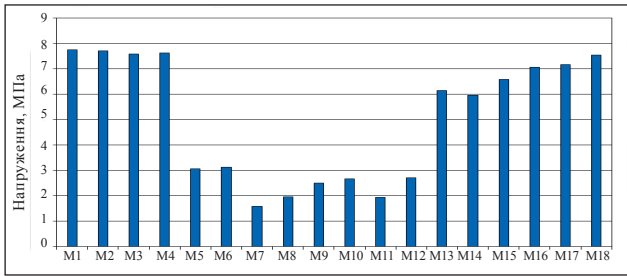


Рис. 10. Максимальні еквівалентні напруження у губчастій тканині (верхній елемент)

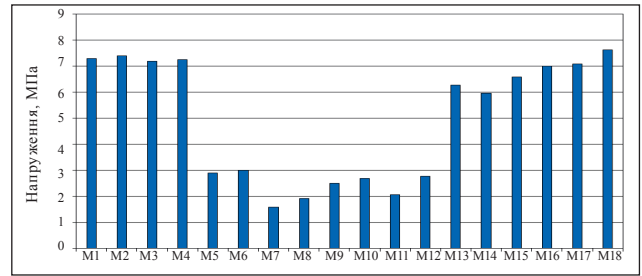


Рис. 11. Максимальні еквівалентні напруження у губчастій тканині (нижній елемент)

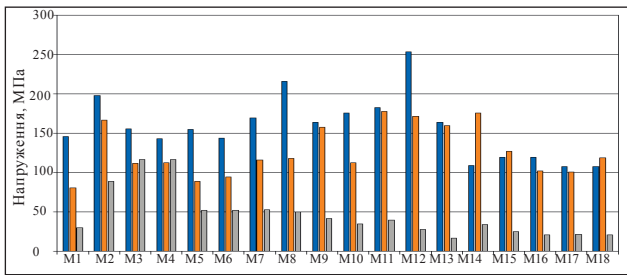


Рис. 12. Максимальні еквівалентні напруження в ендопротезі

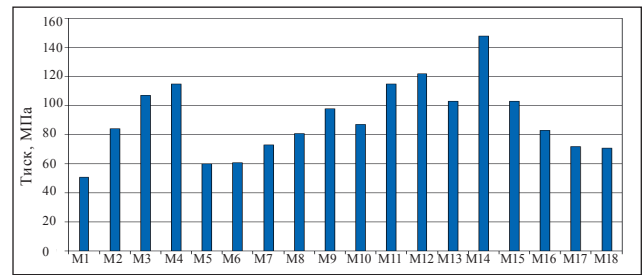


Рис. 13. Контактний тиск «Елемент-1 – Елемент-2»

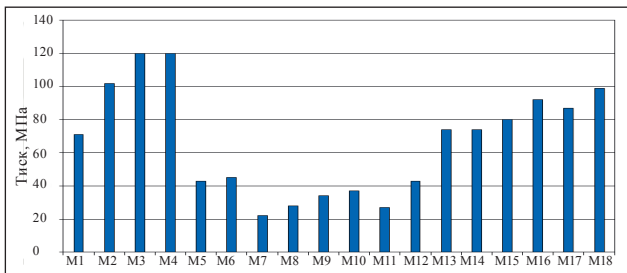


Рис. 14. Контактний тиск «Елемент-1 – Кортика тканина (верхній елемент)»

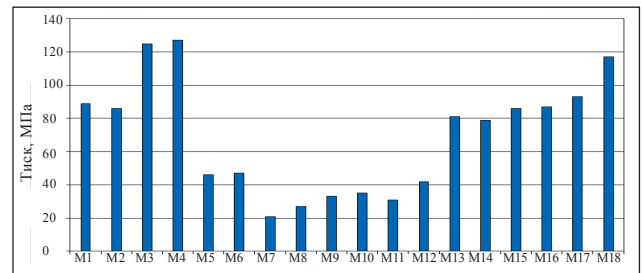


Рис. 15. Контактний тиск «Елемент-2 – Кортика тканина (нижній елемент)»

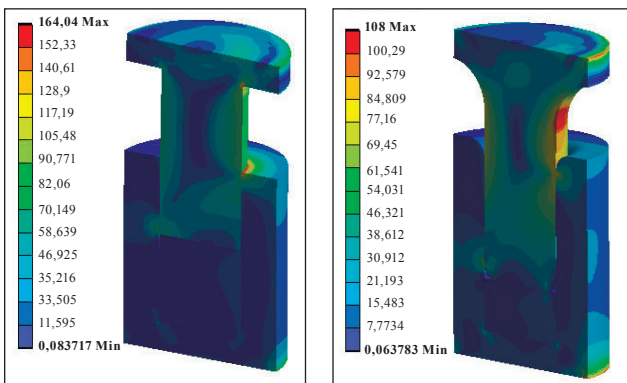


Рис. 16. Еквівалентні напруження в ендопротезі загалом

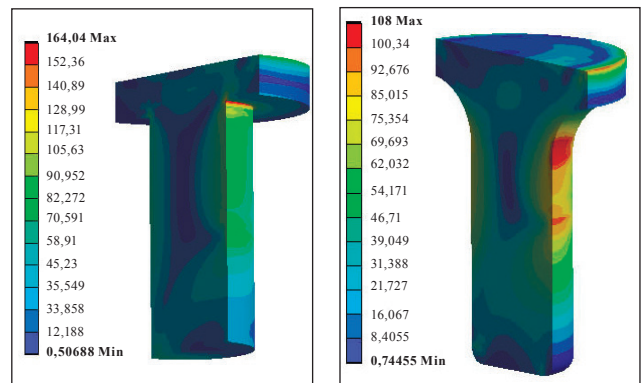


Рис. 17. Еквівалентні напруження в «Елементі-1» ендопротеза

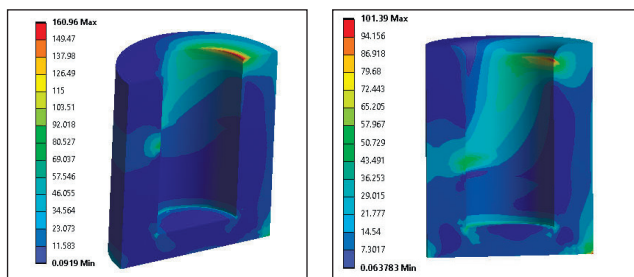


Рис. 18. Еквівалентні напруження в «Елемент-2» ендопротеза

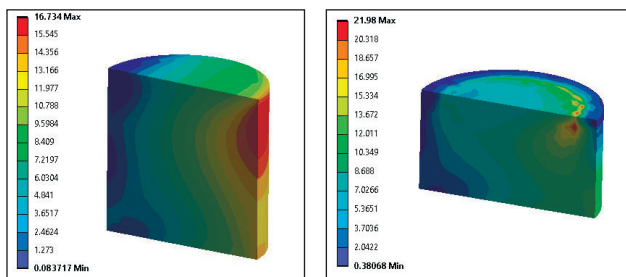


Рис. 19. Еквівалентні напруження в «Елемент-3» ендопротеза

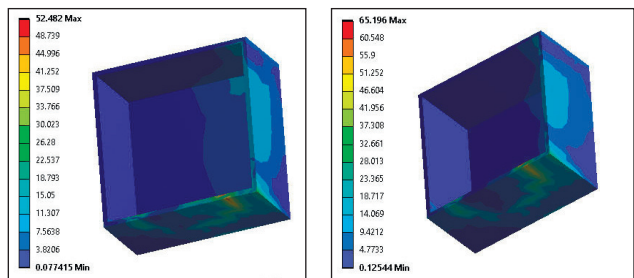


Рис. 20. Еквівалентні напруження в корковій тканині (верхній елемент)

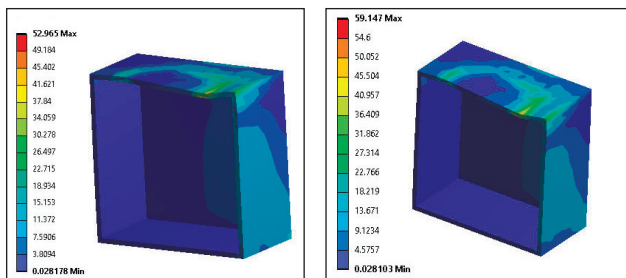


Рис. 21. Еквівалентні напруження в корковій тканині (нижній елемент)

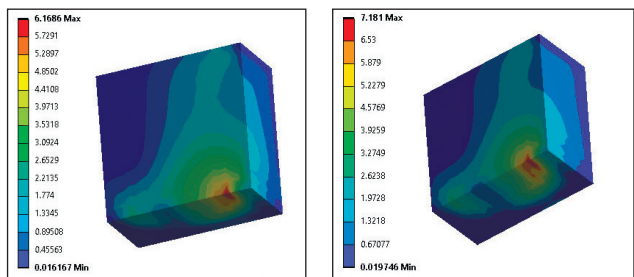


Рис. 22. Еквівалентні напруження в губчастій тканині (верхній елемент)

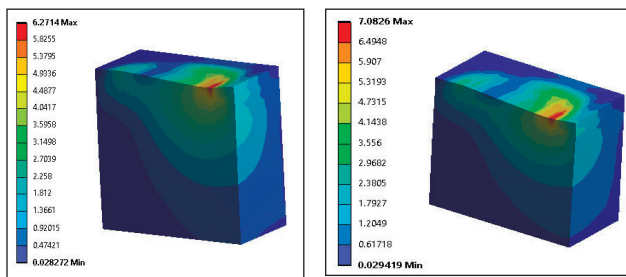


Рис. 23. Еквівалентні напруження в губчастій тканині (нижній елемент)

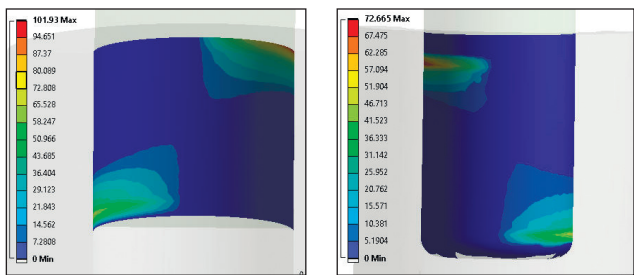


Рис. 24. Контактний тиск у парі «Елемент-1 – Елемент-2»

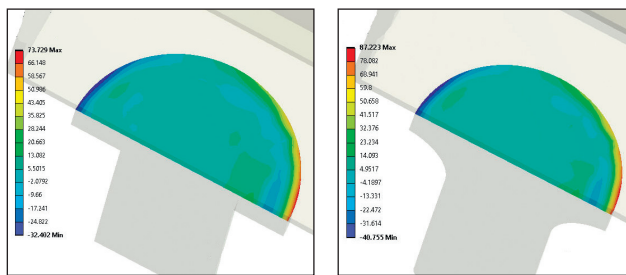


Рис. 25. Контактний тиск у парі «Елемент-1 – Коркова тканина (верхній елемент)»

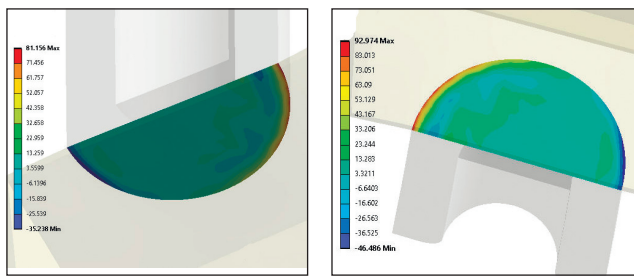


Рис. 26. Контактний тиск у парі «Елемент-2 – Коркова тканина (нижній елемент)»

тканина (верхній елемент)» та «Елемент-2 – Коркова тканина (нижній елемент)» відповідно.

Нижче наведено поля розподілу еквівалентних напружень в елементах досліджуваних систем для M13 та M17 розрахункових схем. Такий розподіл є аналогічним для них усіх.

На рис. 16 показано поля розподілу еквівалентних напружень в ендопротезі, на рис. 17–23 —

в элементах эндопротеза, коркових і губчастих тканинах для M13 та M17 розрахункових схем.

На рис. 24–26 відображено поля розподілу контактної тиску для пар «Елемент-1 – Елемент-2», «Елемент-1 – Коркова тканина (верхній елемент)» та «Елемент-2 – Коркова тканина (нижній елемент)» для M13 та M17 розрахункових схем.

Аналіз отриманих результатів характеристик напружено-деформованого стану досліджуваних моделей показав:

– найменші еквівалентні напруження виявлено в M17 розрахунковій схемі, а найбільші — в M13, при цьому найнижчі отримані показники не перевищували межі міцності для вуглецю — 120–240 МПа;

– із розгляду повних переміщень визначено, що всі розрахункові схеми близькі за своїми значеннями;

– отримані еквівалентні напруження в коркових і губчастих тканинах не перевищували граничних меж міцності для коркової кістки 160 МПа [15], для губчастої — 18–22 МПа [16];

## Висновки

Під час проведення дослідження побудовано параметричну модель біомеханічної системи поперекового сегмента хребта. За результатами отриманих чисельних значень і полів розподілу компонент напружено-деформованого стану в елементах досліджуваних систем визначено, що із запропонованих типорозмірів ендопротеза, найбільш вдалою є конструкція M17, яка дозволяє досягти стабілізації відповідного сегмента хребта. Застосування запропонованого ендопротеза, виготовленого з вуглець-вуглецевого композиту, геометричні параметри якого відповідають M17 розрахунковій схемі, є ефективним для досягнення додаткової стабілізації в системі «тіло хребця – імплантат» і доцільно провести його клінічну апробацію.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Metal-related artifacts in instrumented spine. Tehniques for reducing artifacts in CT and MR: State of the art / P. Stradiotti, A. Curti, G. Castellazzi, A. Zerbi // *European Spine Journal*. — 2009. — Vol. 18, Suppl. 1. — P. 102–108. — DOI: 10.1007/s00586-009-0998-5.
2. Экспериментально-клиническое обоснование применения углеродных биоматериалов в ортопедии и травматологии (обзор литературы) / Н. А. Корж, Н. В. Дедух, А. А. Тяжелов, Л. Чжоу // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2017. — № 2. — С. 114–121. — DOI: 10.15674/0030-598720172114-121.
3. Histomorphometric evaluation of bone repair after carbon/carbon composite implantation in lumbar vertebrae in rats / A. Popov, N. Ashukina, V. Maltseva [et al.] // *Georgian Medical News*. — 2019. — № 11 (296). — P. 117–121.
4. Використання комп'ютерних технологій при розробці імплантату хребців для заднього спондилолізу у грудному відділі хребта / М. О. Корж, В. О. Куценко, І. Б. Тимченко [та ін.] // *Травма*. — 2019. — Т. 20, № 3. — С. 34–45. — DOI: 10.22141/1608-1706.3.20.2019.172090.
5. Математичне моделювання нового ендопротеза для міжтлового спондилолізу поперекового відділу хребта / М. О. Корж, В. О. Куценко, А. І. Попов [та ін.] // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2019. — № 4 (617). — С. 42–49. — DOI: 10.15674/0030-59872019442-49.
6. Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis / G. V. Andersson, R. N. Natarajan, B. H. Chen, H. S. An // *Spine*. — 2000. — Vol. 25 (8). — P. 955–961. — DOI: 10.1097/00007632-200004150-00010.
7. К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника / Ю. В. Веретельник, О. В. Веретельник, И. Б. Тимченко [и др.] // *Вестник НТУ «ХПИ»*. — 2007. — № 29. — С. 16–20. — (Серия: Машиноведение и САПР).
8. Nolan J. P. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical / J. P. Nolan, H. H. Sherk // *Spine*. — 1988. — Vol. 13 (7). — P. 9–11. — DOI: 10.1097/00007632-198801000-00003.
9. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M. M. Panjabi, J. Durenceau, V. Goel [et al.] // *Spine*. — 1991. — Vol. 16 (8). — P. 861–869. — DOI: 10.1097/00007632-199108000-00001.
10. Веретельник О. В. Моделирование напряжений в шейном отделе позвоночника с ортезом / О. В. Веретельник // *Вестник НТУ «ХПИ»*. — 2008. — № 9. — С. 22–29. — (Серия: Машиноведение и САПР).
11. Веретельник О. В. Обзор конструктивных схем и решений по моделированию ШОП и ортезов / О. В. Веретельник // *Вестник НТУ «ХПИ»*. — 2008. — № 42. — С. 3–8. — (Серия: Машиноведение и САПР).
12. ANSYS Workbench — <http://www.ansys.com>.
13. Zienkiewicz O. C. The Finite Element Method. Vol. 1: Basic Formulation and Linear Problems / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor. — 4<sup>th</sup> ed. — McGraw-Hill, Maidenhead, England, 1989. — 648 p.
14. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / О. Зенкевич. — М.: Мир, 1975. — 541 с.
15. 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 — (Серия: Механіка, енергетика, екологія).
16. Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеланиях тазобедренного сустава / И. А. Кукин, И. В. Кирпичев, Л. Б. Маслов, С. В. Вихрев // *Fundamental Research*. — 2013. — № 7. — С. 328–333.

MATHEMATICAL AND COMPUTER MODELING  
OF A NEW ENDOPROSTHESIS WITH A CARBON-CARBON COMPOSITE  
FOR INTERBODY FUSION OF A LUMBAR SPINE

M. O. Korzh <sup>1</sup>, V. O. Radchenko <sup>1</sup>, V. O. Kutsenko <sup>1</sup>, A. I. Popov <sup>1</sup>,  
O. V. Veretelnik <sup>2</sup>, I. B. Timchenko <sup>1</sup>, M. A. Tkachuk <sup>2</sup>, O. V. Perfiliev <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> National Technical University «Kharkiv Polytechnic Institute». Ukraine

- ✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com
- ✉ Volodymyr Radchenko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: volod56@ukr.net
- ✉ 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 Tkachuk, MD, Prof. in Tech. Scien.: tma@tmm-sapr.org
- ✉ Olexandr Perfiliev: perfiliev.doc@mail.ru

**ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ**

**ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
проводить післядипломну підготовку фахівців на курсах інформації та стажування  
з актуальних питань ортопедії та травматології  
(ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013)**

**Курси для середнього медичного персоналу:**

**Назва**  
**Лікувальний масаж**

**Керівник**  
**К. м. н. Стауде В. А.**

*Телефон для довідок: (057) 725-14-77*