DOI: 10.26693/jmbs05.06.241

УДК 616.711-006.04-089

Попов А. І.¹, Петренко Д. Є.², Ярьсько О. В.¹

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «ХРЕБЕТ-ІМПЛАНТАТ» ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ПУХЛИННОГО УРАЖЕННЯ

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

²ННМК «Університетська клініка» Харківський національний медичний університет, Україна

laimua@ukr.net

Ураження, що виникають внаслідок онкологічного процесу порушують структурну стабільність хребта та призводять до патологічних переломів і компресії структур спинного мозку. Хірургічні втручання, що застосовуються при новоутвореннях хребта можуть бути як паліативними, так і радикальними. Будь-яка з цих хірургічних маніпуляцій в значній мірі змінює біомеханічні умови функціонування хребта, а помилковий вибір хірургічної тактики може привести до фатальних помилок.

Мета дослідження – дослідити напружено-деформований стан хребта і системи «хребет-імплантат» при різних варіантах пухлинного ураження до і після стабілізаційних хірургічних утручань. Методи: побудова моделі проводилась в програмі SolidWorks. Розрахунки на основі методу кінцевих елементів та аналіз результатів проводилися в програмі ANSYS Workbench.

У ході дослідження було проведено порівняння між характером розподілу напружено-деформованого стану в інтактній моделі і в моделях, де були змодельовані наступні зміни: ураження тіла хребця T12 пухлинним процесом на 30% від його обсягу (модель 1) і цементна аугментація створеного дефекту (модель 2), а також ураження тіла хребця на 60% з супутнім локальним кіфозом L5 (модель 3) і стабілізація транспедикулярною конструкцією T10-L2 (модель 4). На основі результатів проведених розрахунків було визначено, що наявність дефекту тіла хребця T12 до 30% призводить до збільшення абсолютних значень напруг в тілі хребця і задньому опорному комплексі, а проведення цементної аугментації веде до відновлення значень напруг, близьких до інтактних хребту. Отже, наявність патологічного ураження в тілі хребця, що займає до 60% від його обсягу призводить до порушень опорної функції не тільки ураженого сегмента, але і сегментів, прилеглих до нього. Встанов-

лення транспедикулярного імплантату і відновлення опорності передньої колони ураженого хребця дозволяє наблизити стан розподілу навантаження ураженої ділянки хребта до нормальних показників.

Застосування цементної аугментації і транспедикулярної конструкції дозволяє відновити опорну функцію хребта відповідно до нормальних показників розподілу навантаження.

Ключові слова: напружено-деформований стан, пухлинні ураження, хірургічне втручання.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дана робота є фрагментом НДР «Удосконалити діагностику та хірургічне лікування хворих на гематопоетичні та метастатичні ураження грудного та поперекового відділів хребта», № державної реєстрації 0111U003213.

Вступ. Ураження, що виникають внаслідок онкологічного процесу порушують структурну стабільність хребта та призводять до патологічних переломів та компресії структур спинного мозку. Процеси, що відбуваються в ураженій ділянці хребта ускладнюють вибір хірургічного втручання, що має на меті відновлення порушених функцій [1].

Хірургічні втручання, що здійснюються при новоутвореннях хребта можуть бути як паліативними (вертебропластика або декомпресія структур спинного мозку), так і радикальним (тотальне видалення ураженої ділянки). Будь-яка з цих хірургічних маніпуляцій у значній мірі змінює біомеханічні умови функціонування хребта, а хибний вибір хірургічної тактики може призвести до фатальних помилок [2].

Розвиток обчислювальної потужності комп'ютерів, побудова стійких алгоритмів розв'язання задач за допомогою методу кінцевих елементів (МКЕ) призвело до можливості проведення аналізу різних моделей травм і захворювань хребта. Найчастіше

в літературі зустрічається дослідження проблем поперекового відділу хребта [3-5]. Значно менше дослідження грудо-поперекового відділу [6, 7], або всього хребта в цілому [8, 9].

Саме тому, на наш погляд є доцільним провести порівняльне дослідження математичних моделей хребта при різних варіантах ураження онкологічним процесом. Таке дослідження дозволить вивчити зміни, що відбуваються у хребті під час утворення патологічних процесів та обґрунтувати застосування стабілізаційних хірургічних утручань.

Мета дослідження – дослідити напружено-деформований стан хребта та системи «хребет-імплантат» при різних варіантах пухлинного ураження до та після стабілізаційних хірургічних утручань.

Матеріал та методи дослідження. Побудова моделі проводилась в програмі SolidWorks [10]. Розрахунки на основі методу кінцевих елементів [11] і аналіз результатів проводились в програмі ANSYS Workbench. При побудові розрахункової моделі за основу було взято відому кінцево-елементну модель [12]. У ході дослідження порівнювали між собою характер розподілу НДС в інтактній моделі та в моделях, де були змодельовані наступні зміни: ураження тіла хребця T12 пухлинним процесом на 30% від його об'єму (модель 1) та цементна аугментація створеного дефекту (модель 2), а також ураження тіла хребця на 60% з супутнім локальним кіфозом L5 (модель 3) та стабілізація транспедикулярною конструкцією T10-L2 (модель 4). У даному дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. При виборі кісткових структур, біологічних тканин та імплантатів ми базувалися на літературних даних [13-16] (табл. 1).

Таблиця 1 – Механічні властивості матеріалів, що використовували у дослідженні

Матеріал	Модуль напруження E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона ν
Кортикальна кістка	12000	0,3
Губчаста кістка	100	0,2
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Хрящ	5,6	0,45
Дефект тіла хребця	1	0,45
Кістковий цемент	2200	0,34
Імплантат	110	0,32

Розглядали варіант вертикального навантаження. Відповідно до досліджень [6, 17], навантаження на хребець у інтактної моделі розподіляється таким чином, 75% – на передній опорний комплекс, а 25% – на задній. Для розподілу м'язових напружень, що діють на рівні ділянки хребта, що досліджується, були використані розрахунки приведені в роботах [18-21]. Відповідно до цього, на окремі хребці діє тільки

стискаюче навантаження, що прикладено в умовно-му перпендикулярі, який проведено до тіла хребця. Таким чином, розглядаючи ділянку хребта T9-L3, усі діючі сили можна звести до двох взаємно перпендикулярних сил та моменту сили, що прикладено до верхньої площини тіла хребця T9. В нашому дослідженні ми отримали наступні значення навантажень: вертикальне навантаження – 280 Н, горизонтальне навантаження – 44 Н та момент сил – 3 Нм. Місце прикладення та направлення сили представлено на **рис. 1**. Модель зафіксована в нижній поверхні тіла хребця та суглобових поверхнях L3.

Рис. 1. Схема розподілу навантаження та закріплення в моделі, що досліджується

Результати дослідження та їх обговорення.

Розрахунок напружено-деформованого стану моделі хребта, на якій було змодельовано наявність дефекту тіла хребця, що займає 30% від його об'єму та відсутності локального кіфозу у зоні ураження патологічним процесом, показав, що характер розподілу НДС в блоці хребців не змінився T9-L3, але абсолютні значення напружень порівняно з інтактною моделлю виросли. Так у ділянці T9-T11 значення напружень складають 7,7 МПа (5,3 МПа в інтактній моделі). В блоці хребців L1-L3 значення напруженого стану збільшились до 11,3 МПа (10 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напружень за Мізесом в тілі хребця T12 в розрахунковій моделі складає 7,5 МПа (2,8 МПа в інтактній моделі), а в задньому опорному комплексі – 3,1 МПа (3,4 МПа в інтактній моделі) (**рис. 2**).

Дослідження НДС у моделі 2 при заміщенні патологічного ураження кістковим цементом показало, що порівняно з моделлю 2 (**рис. 2**) характер розподілу напружень не змінився, за виключенням хребця T12. Рівень напруженого стану в блоці хребців у T9-T11 досягає значення 4,8 МПа (7,7 МПа в першій моделі). В блоці хребців L1-L3 рівень напружено-деформованого стану складає 9,5 МПа (11,3 МПа в моделі з пух-

линним дефектом тіла хребця). Максимальне значення напружень в тілі хребця T12 за Мізесом складає 0,8 МПа (7,5 МПа в моделі 1), а в задньому опорному комплексі – 2 МПа (3,1 МПа в моделі 1).

Таким чином, з проведених розрахунків можна визначити, що наявність дефекту тіла хребця T12 до 30% призводить до збільшення абсолютних значень напружень у тілі хребця та задньому опорному комплексі, а проведення цементної аугментації веде до відновлення значень напружень, що є близькими до інтактного хребта.

На наступному етапі нашого дослідження ми вивчали розподіл НДС хребта при ураженні тіла хребця T12 на 60% з формуванням локального кіфозу L5 (модель 3) та після стабілізації хребта транспедикулярним імплантатом в сполученні з цементною аугментацією тіла ураженого хребця (модель 4).

Аналіз результатів розрахунків напружень в моделі у (рис. 3) показав, що характер зміни напружень в сегменті T9-L3 змінився. В цілому, рівень напружень змінився, як в передньому так і в задньому опорних комплексах. Рівень напруженого стану збільшився як у передньому, так і в задньому опорному комплексі блоку хребців T9-L3. Так напруження у всіх тілах хребців в середньому збільшилися до 5,9 МПа (4,2 МПа в інтактній моделі), а в задньому опорному комплексі до 13,5 МПа (5,3 МПа в інтактній моделі). В блоці хребців L1-L3 рівень НДС збільшився майже в 2 рази порівняно з неураженим хребтом 8 МПа проти 4,2 МПа, а в задньому опорному комплексі знизився з 13 МПа проти 10 МПа, що може бути пояснено утворенням кіфотичної деформації хребта, що розвивається за рахунок порушення структури хребця T12, максимальне значення напружень в якому досягли значення 15,5 МПа (2,8 МПа в інтактній моделі), а в задньому опорному комплексі – 5,6 МПа (3,4 МПа в інтактній моделі).

Моделювання встановлення транспедикулярного

Рис. 2. Діаграми значень напружень в тілах хребців інтактної моделі, моделі 1 та моделі 2

імплантату в хребці T9-T10 та L1-L2 та цементної аугментації дефекту тіла хребця T12 (модель 4) показало, наступні зміни у розподілу НДС. Ми спостерігали зменшення напружень не тільки в хребці T12, а й в хребцях T11 та L1, що ймовірно зв'язано з встановленням імплантату. Характер розподілу НДС був ближче за все до інтактної моделі (рис. 3). Так в блоці T9-T11 рівень напруженого стану досягав 5,2 МПа (13,5 МПа в моделі 3 та 5,3 МПа в інтактній моделі). В сегменті L1-L3 значення напружень склали 9,5 МПа (13 МПа та 10 МПа в моделі 3 та інтактній моделі відповідно). Максимальне значення напружень за Мізесом в тілі хребця T12 в розрахунковій моделі дорівнює 3,3 МПа (15,5 МПа та 2,8 МПа порівняно з моделлю 3 та інтактним хребтом), а в задньому

Рис. 3. Діаграми значень напружень в тілах хребців інтактної моделі, моделі 3 та моделі 4

опорному комплексі – 0,5 МПа (5,6 МПа – модель 3 та 3,4 МПа – інтактний хребет). Основне навантаження розподіляється на транспедикулярний імплантат, і середній рівень напружень складає 94 МПа.

Отже, наявність патологічного ураження у тілі хребця, що сягає до 60% від його об'єму призводить до порушень опорної функції не тільки ураженого сегменту, але й сегментів, прилеглих до нього. Встановлення транспедикулярного імплантату та відновлення опорності передньої колони ураженого хребця дозволяє приблизити стан розподілу навантаження ураженої ділянки хребта до нормальних показників.

У порівнянні з дослідженнями, які були проведені попередніми авторами [6, 8] в роботі були отримані нові знання про напружено-деформований стан системи «хребет-імплантат» при різноманітних ушкодженнях грудо-поперекового відділу хребта пухлинним процесом.

Висновки

1. Дослідження НДС системи «хребет-імплантат» в умовах наявності патологічного ураження, що

займає 30% від об'єму тіла хребця призводить до порушення опорної функції ураженого хребця, а збільшення дефекту до 60% від об'єму тіла та наявність локальної кіфотичної деформації хребта негативно впливає на розподіл напружень у сегментах, що прилягають до нього.

2. Застосування цементної аугментації та транспедикулярної конструкції дозволяє відновити опорну функцію хребта у відповідності до нормальних показників розподілу напружень.
3. Показаннями до застосування цементної вертебропластики є наявність дефекту до 30% від об'єму тіла хребця. У разі збільшення об'єму дефекту до 60% та виникненню кіфотичної деформації необхідно цементну вертебропластику доповнювати транспедикулярною фіксацією хребта.

Перспективи подальших досліджень. Проведені дослідження в подальшому дають можливість провести біомеханічне тестування даних видів стабілізації хребта та провести їх клінічну апробацію у пацієнтів з пухлинними ураженнями хребта.

References

1. Whyne CM. Biomechanics of metastatic disease in the vertebral column. *Neurological Research*. 2014; 35: 493-501.
2. Schulte M, Schulththeiss M, Hartwing E, Wilke E-J. Vertebral body replacement with a bioglass-polyurethane composite in spine metastases – clinical, radiological and biomechanical results. *European Spine Journal*. 2000; 9: 437–444.
3. Ben-Hatira F, Saidane K, Mrabet A. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. *J Biomedical Science and Engineering*. 2012; 5: 146-152. doi: 10.4236/jbise.2012.53019
4. Srinivas GR, Kumar MN, Deb A. Adjacent Disc Stress Following Floating Lumbar Spine Fusion: A Finite Element Study. *Asian Spine J*. 2017; 11(4): 538-547. doi: 10.4184/asj.2017.11.4.538
5. Zhanga Zh, Fogel GR, Liao Zh, Sun Y, Sun X, Weiqiang L. Biomechanical evaluation of four surgical scenarios of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study. *Bio-Medical and Materials Engineering*. 2018; 29: 485-497. doi: 10.3233/BME-181004
6. Tyndyk MA, Barron V, Mchugh PE, O'Mahoney D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of bioengineering and biomechanics. Wroclaw University of Technology*. 2007; 9(1): 35-46.
7. Cota Aroeira RM, de Melo Pertence AE, Kemmoku DK, Greco M. Three-dimensional geometric model of the middle segment of the thoracic spine based on graphical images for finite element analysis. *Res Biomed Eng*. 2017 June; 33(2): 97-104. doi: 10.1590/2446-4740.08916
8. Nakashima D, Kanchiku T, Nishida N, Ito S, Ohgi J, Suzuki H, et al. Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar junction using models constructed from medical images. *Experimental and Therapeutic Medicine*. 2018; 15: 3225-3230. doi: 10.3892/etm.2018.5848
9. Nishida N, Ohgi J, Jiang F, Ito S, Imajo Ya, Suzuki H, et al. Finite Element Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage. *Hindawi Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2019; 2019(Article ID 8348631): 10 pages. doi: 10.1155/2019/8348631
10. Kurowski PM. *Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2012*. SDC Publications; 2012. 475 p.
11. Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics*. 6th edition. Butterworth-Heinemann; 2005. 736 p.
12. Petrenko DYe, Mezentshev AO, Yaresko OV. Kintsevo-elementna model hrudnoho ta poperekovoho viddilu khrebta [Finite element model of the thoracic and lumbar spine]. *Informatsiynyi byuletyn NAMN Ukrainy*. 2014; 37: 151-152. [Ukrainian]
13. Kong WZ, Goel VK. Ability of the Finite Element Models to Predict Response of the Human Spine to Sinusoidal Vertical Vibration. *Spine*. 2003; 28(17): 1961-1967. doi: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5
14. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benítez L, Lessa-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo*. 2014; 4(6): 239-246.

15. Boccaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: *Theoretical Biomechanics*. 2011. p 21-48. doi: 10.5772/19420
16. Loskutov OA, Vasilchenko EV. Zhestkostnye i prochnostnye kharakteristiki razlichnykh marok kostnogo tsementa na osnove polimetilmetakrilata i ikh izmenenie so vremenem [Stiffness and strength characteristics of various brands of bone cement based on polymethyl methacrylate and their change over time]. *Travma*. 2014; 15(1): 114-117. [Russian]
17. Mobbs RJ, Loganathan A, Yeung V, Rao PJ. Indications for Anterior Lumbar Interbody Fusion. *Orthopaedic Surgery*. 2013; 5(3): 153-63. doi: 10.1111/os.12048
18. Park WM, Kim YJ, Wang SB, Kim YH, Li GA. Investigation of lumbar spine biomechanics using global convergence optimization and constant loading path methods. *Math Biosci Eng*. 2020 Mar 31; 17(4): 2970-2983. doi: 10.3934/mbe.2020168
19. Han K, Rohlmann A, Yang S-J, Kim BS, Lim T-H. Spinal muscles can create compressive follower loads in the lumbar spine in a neutral standing posture. *Med Eng Phys*. 2011; 33(4): 472-478. doi: 10.1016/j.medengphys.2010.11.014
20. Kim K, Kim YH. Role of trunk muscles in generating follower load in the lumbar spine of neutral standing posture. *J Biomech Eng*. 2008 Aug; 130(4): 041005. doi: 10.1115/1.2907739
21. Shirazi-Adl A, El-Rich M, Pop DG, Parnianpour M. Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads—application of kinematics-based algorithm. *Eur Spine J*. 2005; 14: 381-392. doi: 10.1007/s00586-004-0779-0

УДК 616.711-006.04-089

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «ПОЗВОНОЧНИК-ИМПЛАНТАТ» ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВАРИАНТАХ ОПУХОЛЕВОГО ПОРАЖЕНИЯ

Попов А. И., Петренко Д. Е., Ярьсько А. В.

Резюме. Поражения, возникающие вследствие онкологического процесса, нарушают структурную стабильность позвоночника и приводят к патологическим переломам и компрессии структур спинного мозга. Хирургические вмешательства, применяемые при новообразованиях позвоночника, могут быть как паллиативными, так и радикальными. Любая из этих хирургических манипуляций в значительной степени меняет биомеханические условия функционирования позвоночника, а ошибочный выбор хирургической тактики может привести к фатальным ошибкам.

Цель исследования – исследовать напряженно-деформированное состояние позвоночника и системы «позвоночник-имплантат» при различных вариантах опухолевого поражения до и после стабилизационных хирургических вмешательств. Методы: построение модели проводилось в программе SolidWorks. Расчеты на основе метода конечных элементов и анализ результатов проводились в программе ANSYS Workbench.

В ходе исследования было проведено сравнение между характером распределения напряженно-деформированного состояния в интактной модели и в моделях, где были смоделированы следующие изменения: поражение тела позвонка Т12 опухолевым процессом на 30% от его объема (модель 1) и цементная аугментация созданного дефекта (модель 2), а также поражения тела позвонка на 60% с сопутствующим локальным кифозом L5 (модель 3) и стабилизация транспедикулярной конструкцией Т10-L2 (модель 4). На основе результатов проведенных расчетов было определено, что наличие дефекта тела позвонка Т12 до 30% приводит к увеличению абсолютных значений напряжений в теле позвонка и заднем опорном комплексе, а проведение цементной аугментации ведет к восстановлению значений напряжений, близких к интактному позвоночнику. Следовательно, наличие патологического поражения в теле позвонка, занимающего до 60% от его объема, приводит к нарушениям опорной функции не только пораженного сегмента, но и сегментов, прилежащих к нему. Установка транспедикулярного имплантата и восстановление опорности передней колонны пораженного позвонка позволяет приблизить состояние распределения нагрузки пораженного участка позвоночника к нормальным показателям.

Применение цементной аугментации и транспедикулярной конструкции позволяет восстановить опорную функцию позвоночника в соответствии с нормальными показателями распределения нагрузки.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, опухолевые поражения, хирургическое вмешательство.

UDC 616.711-006.04-089

Study of the Stress-Strain State of the «Spine-Implant» System in Different Types of Tumor Lesions**Popov A., Petrenko D., Yaresko O.**

Abstract. Lesions resulting from the oncological process disrupt the structural stability of the spine and lead to pathological fractures and compression of the spinal cord structures. Surgical interventions used for spinal neoplasms can be both palliative and radical. Any of these surgical procedures significantly changes the biomechanical conditions of the spine functioning, and the wrong choice of surgical tactics can lead to fatal errors.

The purpose of the study was to investigate the stress-strain state of the spine and the “spine-implant” system in various types of tumor lesions before and after stabilization surgical interventions.

Material and methods. The model was built in the SolidWorks software. The calculations based on the finite element method and the analysis of the results were carried out in the ANSYS Workbench program. In the course of the study, a comparison was made between the character of stress-strain state distribution in the intact model and in models where the following changes were modeled: lesion of the T12 vertebral body by a tumor process by 30% of its volume (model 1) and cement augmentation of the created defect (model 2), and also lesions of the vertebral body by 60% with concomitant local kyphosis L5 (model 3) and stabilization with a transpedicular construction T10-L2 (model 4).

Results and discussion. Based on the results of the calculations, it was determined that the presence of a T12 vertebral body defect by up to 30% leads to an increase in the absolute values of stresses in the vertebral body and the posterior supporting complex, while cement augmentation leads to the restoration of stress values close to the intact spine. Consequently, the presence of a pathological lesion in the vertebral body, occupying up to 60% of its volume, leads to disturbances in the supporting function of not only the affected segment, but also the segments adjacent to it. Placement of a transpedicular implant and restoration of the support of the anterior column of the affected vertebra makes it possible to bring the state of load distribution of the affected area of the spine closer to normal values.

Conclusion. The study of the stress-strain state of the “spine-implant” system in the presence of a pathological lesion occupying 30% of the volume of the vertebral body leads to a violation of the supporting function of the affected vertebra, and an increase in the defect to 60% of the volume of the vertebral body and the presence of local kyphotic deformity of the spine negatively affects the distribution stresses in the segments that are adjacent to it. The use of cement augmentation and transpedicular construction allows the support function of the spine to be restored in accordance with normal parameters of load distribution. Indications for the use of cement vertebroplasty is the presence of a defect up to 30% of the volume of the vertebral body. In the case of the volume increase of the vertebra defect up to 60% and the occurrence of kyphotic deformity, it is necessary to supplement the cement vertebroplasty with transpedicular fixation of the spine.

Keywords: stress-strain state, tumor lesions, surgical intervention.

The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of coauthors of the article.

Стаття надійшла 23.10.2020 р.

Рекомендована до друку на засіданні редакційної колегії після рецензування