

Malevych N. M., Klishch I. M.

Abstract. Worldwide, acute generalized peritonitis (AGP) is a common medical and surgical emergency and a major cause of mortality. Despite the obvious successes of diagnostics, the use of various antibacterial drugs of the new generation, the introduction of modern methods of minimally invasive treatment, the mortality rate in AGP ranges from 12.5% to 39.2%. The basis of the severe course and high mortality rates in acute peritonitis is often concomitant pathology, among which obesity is present in 7.5% to 14.0%.

Aim – to study the state of the indicators of the nitric oxide system in the body of experimental animals with simulated AGP against the background of obesity and compare them with groups of obese animals and with animals with AGP.

Materials and methods. 64 white Wistar rats were used, which were divided into three groups: the main group – 24 animals with GPP simulation on the background of obesity; comparison group – 8 animals with obesity simulation; another comparison group – 24 animals with GPP modeling; control – 8 intact animals. GPP was modeled by injecting 10% filtered fecal suspension into the abdominal cavity. Obesity was simulated using a high-calorie diet. Using the photospectrometric method, the content of indicators of the nitrogen nitrite system in the blood and liver of animals was determined.

Results. After analyzing the indicators of nitrites and nitrates in the blood serum of the main group and the comparison group, we established a clear tendency to increase depending on the increase in the duration of the experiment after GPP simulation in these two studied groups. On the 1st day, the level of NOx metabolites in the blood serum of the group of animals with GPP on the background of obesity was significantly higher than that in the group of animals with isolated GPP (by 9%), on the 3rd day – by 8%, and on the 7th day – by 7% respectively ($p < 0.05$). Comparing the indicators of NO-synthase activity in the liver of the rats of the main group and the comparison group, we obtained higher indicators in the animals of the GPP group and the background of obesity during all periods of the experiment: on the 1st day – by 16%, on the 3rd day – by 14%, and on the 7th day – by 13% ($p < 0.05$).

Conclusion. Therefore, based on the statistically significantly higher levels of NO-synthase in the liver and the content of nitrates and nitrites in the blood serum of animals with AGP on the background of obesity compared to animals with isolated obesity or animals with AGP, we established a significant increase in nitrooxidative stress mechanisms during all periods of the experiment in animals with a combination of AGP and obesity.

Key words: nitro-oxidative stress; acute generalized peritonitis; obesity.

ORCID and contributionship:

Malevych N. M.: [0000-0003-4649-4296](https://orcid.org/0000-0003-4649-4296)^{BCD}

Klishch I. M.: [0000-0001-6226-3384](https://orcid.org/0000-0001-6226-3384)^{AEF}

Conflict of interest:

The authors of the paper confirm the absence of conflict of interest.

Corresponding author

Malevych Nataliya Mykhaylivna
I. Horbachevsky Ternopil National Medical University
Ukraine, 46001, Ternopil, Maydan Voli str.
Tel.: +380974932030
E-mail: malevych_nmyh@tdmu.edu.ua

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis, C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article, E – Critical review, F – Final approval of the article.

Received 20.11.2022

Accepted 02.05.2023

DOI 10.29254/2077-4214-2023-2-169-281-296

UDC 616.711.5/.6-001-089.22

¹Nekhlopochny O. S., ¹Verbov V. V., ¹Cheshuk I. V., ²Karpinsky M. Yu., ²Yaresko O. V.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THORACOLUMBAR JUNCTION TRANSPEDICULAR FIXATION VARIANTS AFTER RESECTION OF THE TH12 VERTEBRA WHILE FORWARD BENDING

¹Romodanov Neurosurgery Institute National Academy of Medical Sciences of Ukraine (Kyiv, Ukraine)

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine
(Kharkiv, Ukraine)

korab.karpinsky9@gmail.com

The zone of the thoracolumbar transition is one of the "most typical" areas of traumatic changes under the influence of mechanical stress on the human body. In modern clinical practice, many different types of surgical correction of traumatic injuries in this area are used, which ensure adequate decompression of the structures of the spinal canal, correct the axis of the spine and complete stabilization. Despite the achievements of modern medicine,

these surgical interventions are characterized by a certain percentage of complications caused by the overloading of certain areas of the stabilization system or bone structures of fixed vertebrae. Therefore, one of the ways to solve this problem is to increase the reliability of fixation without increasing its length due to ensuring a uniform load. This study aimed to study the stress-strain state of the model of the lumbar spine after resection of the Th12 vertebra with various options for transpedicular fixation when the trunk is tilted forward. The task was implemented by developing a finite-element model of the thoracolumbar section of the human spine, simulating the condition after surgery for an explosive fracture of Th12 with existing interbody support and a transpedicular system consisting of 8 screws installed in the bodies of Th10, Th11, L1 and L2. The influence of different lengths of transpedicular screws and the presence of crosslinks on load distribution was studied. It was determined that when the trunk is tilted forward, the use of crosslinks reduces the stress level at all control points of the models, regardless of the length of the used fixing screws. At the same time, using long bicortical screws causes an increase in the stress level in the body of the T11 vertebra, around all the fixing screws and on the screws themselves. Using transpedicle screws with a standard depth of immersion and crosslinks appears to be the most biomechanically appropriate.

Key words: *finite element model; thoracolumbar transition; transpedicular stabilization; crosslink, forward bend.*

Connection of the publication with planned research works.

The work is a fragment of the research work "Investigate the mechanisms and develop a complex of therapeutic measures to reduce disability and improve the quality of life of patients with spinal cord injury", state registration number 0119U000110.

Introduction.

According to the data from epidemiological studies, approximately 60% of all traumatic spine injuries occupy the thoracolumbar junction (TLJ) [1-3]. Historically, conservative treatment methods were considered better for patients without pronounced neurological deficits and gross deformation of the spinal axis [4, 5]. The development of medicine in recent decades, which determines the introduction of more advanced methods of surgical correction into clinical practice, as well as the emphasis on the quality of life of victims, both in the early and remote periods of injury, have significantly influenced the general strategy for the treatment of traumatic injuries of the spine as a whole and the thoracolumbar junction in particular [6, 7].

Spondylodesis, being one of the most common surgical methods of treating spinal fractures, when used effectively, allows for early verticalization of the victims while excluding the development of post-traumatic kyphotic deformity, which definitely determines not only a medical but also a socio-economic advantage [8, 9]. Several methods of surgical spondylodesis have been developed for the TLJ area, including anterior fixation, posterior fixation, and combined techniques. Posterior accesses for surgical correction of traumatic injuries of the TLJ zone, developed at the beginning of the 20th century, and currently in almost all cases, allow the surgeon to implement the tasks set before him, namely: to ensure adequate decompression of the structures of the spinal canal and, using specific fixation systems, to perform as adequate correction of the spine axis, and complete stabilization [10]. Frontal and anterolateral approaches for traumatic damage to the TLJ area began to be used much later. Only in 1968 R.P. Kelly and T.E. Whitesides Jr., for the first time, proposed the use of frontolateral access by A.R. Hodgson and F.E. Stock, which was previously classically used in the surgical treatment of tuberculous spondylitis [11]. In fact, the main prerequisite for using a more complex and traumatic approach was the imperfection of the existing posterior fixation systems, which did not allow for adequate stabilization after a long laminectomy. Currently, the use of transpe-

dicular fixators has almost completely solved the mentioned problem, and the active introduction into clinical practice of telescopic body replacement implants, which allow restoring the support function of the resected body from the posterior approach, has almost completely eliminated the need for combined anterior-posterior surgical interventions. In fact, ventral and ventrolateral corpectomy with subsequent stabilization in the TLJ zone is justified only concerning oncological lesions. However, the question of the advantages and disadvantages of particular methods and in the case of traumatic injury of the TLJ remains debatable [12, 13].

The scope of surgical intervention for traumatic injuries of the TLJ zone is determined based on the principle of maximum effectiveness with minimal trauma. Accordingly, depending on the degree of damage to the support complexes of the vertebral-motor segment, the presence of compression of the structures of the spinal canal and deformation of the axis, both completely minimally invasive stabilizing interventions can be used, which allow in some cases, in addition to effective spondylodesis, to perform indirect decompression, as well as wider open ones. According to various studies, explosive fractures of the TLJ account for 10-30% of all traumatic injuries in the region of the TLJ. The nature of such damage, in most cases, involves complete or partial resection of the vertebral body that has lost its supporting function, with its replacement by an implant, as well as posterior fixation, which determines overall stability [14]. According to most researchers, using an eight-screw transpedicular system during the resection of one body in the region of the TLJ is sufficient to ensure a reliable primary stable spondylodesis. However, even such a rather long fixation is not always effective, manifested by a certain percentage of fragmentation and dislocations of metal structures [15, 16]. Attempts to increase the reliability of fixation without increasing its length are implemented using connecting crosslinks and longer transpedicular screws for their bicortical introduction [17-19]. However, such approaches are based rather on empirical data and practically do not have proper biomechanical justification.

It is evident that the uniformity of the load distribution in the fixed part of the spine, which determines the fixation's reliability, largely depends on the load pattern. Considering the fact that the main weight of the body is always located in front of the spine, it is quite natural that the entire thoracolumbar region in a neutral vertical position is subjected to a flexion load. The amplitude

of the bending moment is greater, and the more pronounced the physiological bends. Its maximum value is recorded at the top of the thoracic kyphosis, and the minimum, up to negative values, is the lumbar lordosis. The TLJ area is the only area of the spine where the intensity of the bending moment is practically independent of the depth of the spine bends [20]. Accordingly, when assessing the nature of the distribution of loads on various structures of the fixed spine, both bone and metal, to determine the reliability of the analyzed stabilization methods, flexion should be considered as one of the main load patterns.

The aim of the study.

To determine the stress-strain state of the lumbar spine model after resection of the Th12 vertebra with various options of transpedicular fixation when the trunk is tilted forward.

Object and research methods.

In the biomechanics laboratory of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, a mathematical finite-element model of the section of the thoracolumbar area of the human spine was developed, which contained the vertebrae Th9-Th11 and L1-L5. At the same time, the Th12 vertebra was completely removed. The model also included elements of metal structures – interbody support between the Th11 and L1 bodies and a transpedicular system consisting of 8 screws installed in the Th10, Th11, L1 and L2 bodies. In fact, we simulated the condition after surgery for a Th12 burst fracture with wide laminectomy, facetectomy, and corpectomy. The appearance of the model is shown in **fig. 1**.

In the course of the research, we studied the features of load distribution in 4 variants of transpedicular fixation, namely, with the use of short fixation screws that are standardly immersed in 2/3 of the vertebral body and long screws that pass through the outer cortical layer of the front surface of the vertebral body – bicortically. The influence of using two crosslinks of the “rod-to-rod” type was also investigated. Models with different options for transpedicular fixation are shown in **fig. 2**.

Table 1 – Mechanical characteristics of the materials used in the modelling process

Material	Young's modulus (E), MPa	Poisson's ratio, ν
Cortical bone	10000	0,3
Spongy bone	450	0,2
Articular cartilage	10,5	0,49
Intervertebral discs	4,2	0,45
Titan VT-16	110000	0,3



Figure 1 – Mathematical finite-element model of the thoracolumbar spine of a person.

A 10-node tetrahedron with a quadratic approximation was chosen as a finite element. In modelling, the material was considered isotropic and homogeneous. The mechanical properties of biological tissues (cortical and cancellous bone, intervertebral discs) for mathematical modelling were selected according to data [21-24]. The material of endoprosthesis elements is titanium. The mechanical characteristics of artificial materials were chosen according to the literature [25]. For the analysis, we used such characteristics as E – modulus of elasticity (Young's modulus), ν – Poisson's ratio. Data on the mechanical characteristics of materials are given in **table 1**.

The stress-strain state of the models was studied under the influence of a bending load acting from the

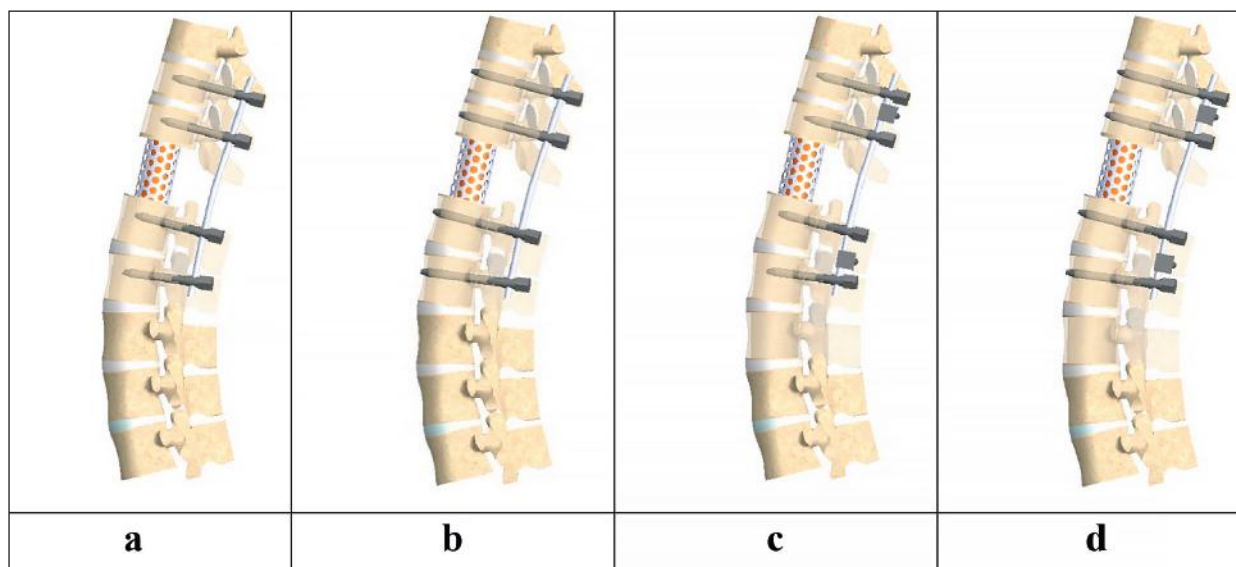


Figure 2 – Models with different options of transpedicular fixation: a – short screws without crosslinks; b – long screws without crosslinks; c – short screws with crosslinks; d – long screws with crosslinks.

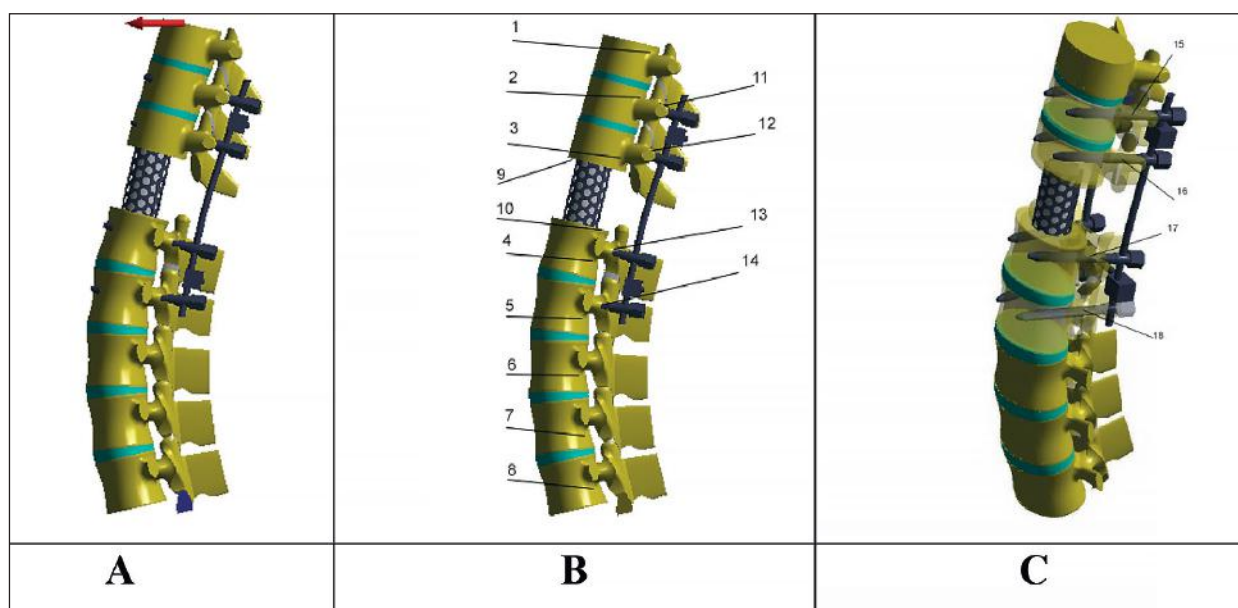


Figure 3 – Schemes: A – load models, B, C – location of control points (description in the text).

back to the front and imitating the forward inclination of the trunk. The load was applied to the body of the Th9 vertebra and the articular surfaces of its spinous condyles. The load was 350 N, corresponding to the upper body's weight [26]. The model had a rigid fixation on the caudal surface of the L5 disc. The loading scheme of the models is shown in **fig. 3A**.

In order to obtain comprehensive information about the distribution of the load, we studied several control points of the model, both in bone structures and metal elements of the stabilizing and body replacement systems, namely: vertebral bodies Th9 (1), Th10 (2), Th11 (3), L1 (4), L2 (5), L3 (6), L4 (7) and L5 (8); the lower locking plate of the body Th11 (9) and the upper locking plate of the body L1 (10) – contact zones with the body replacement implant; points of entry of screws into the legs of the arches of Th10 vertebra (11), Th11 (12), L1 (13) and L2 (14); screws in bodies Th10 (15), Th11 (16), L1 (17) and L2 (18); crosslinks installed on beams between screws Th10-Th11 (19) and L1-L2 (20); interbody

support (21). The layout of control points is shown in **fig. 3B, C**.

The study of the stress-strain state of the models was performed using the finite element method. Mises stress [27] was used as a criterion for assessing the stress state of the models. Modelling was performed using the SolidWorks automated design system. Calculations of the stress-strain state of the models were performed using the CosmosM software complex [28].

Research results and their discussion.

The first stage of the work was to study the stress-deformed state of the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of a forward tilt load when using transpedicular fixation with short screws without crosslinks. The stress distribution in the model is shown in **fig. 4**.

The conducted studies showed that when using short screws without crosslinks when the trunk is tilted forward, the maximum stresses of 17.2 MPa occur in the body of the L4 vertebra, as well as in the bodies of the

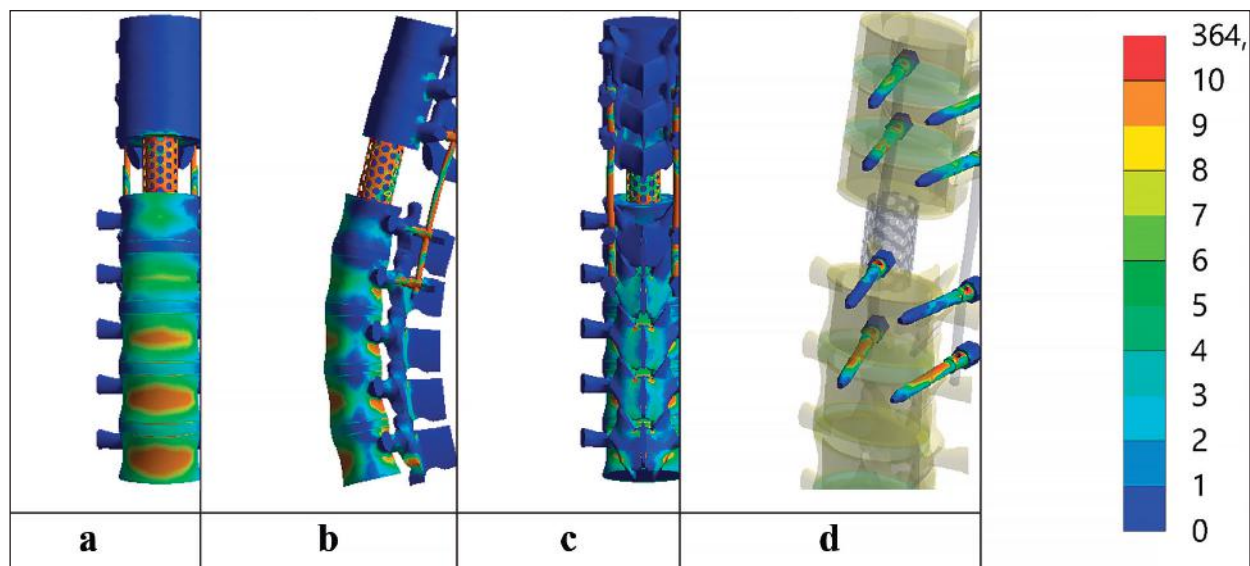


Figure 4 – Pattern of stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of forward bending load. Transpedicular fixation with short screws without crosslinks: a – front view; b – side view; c – back view; d – screws.

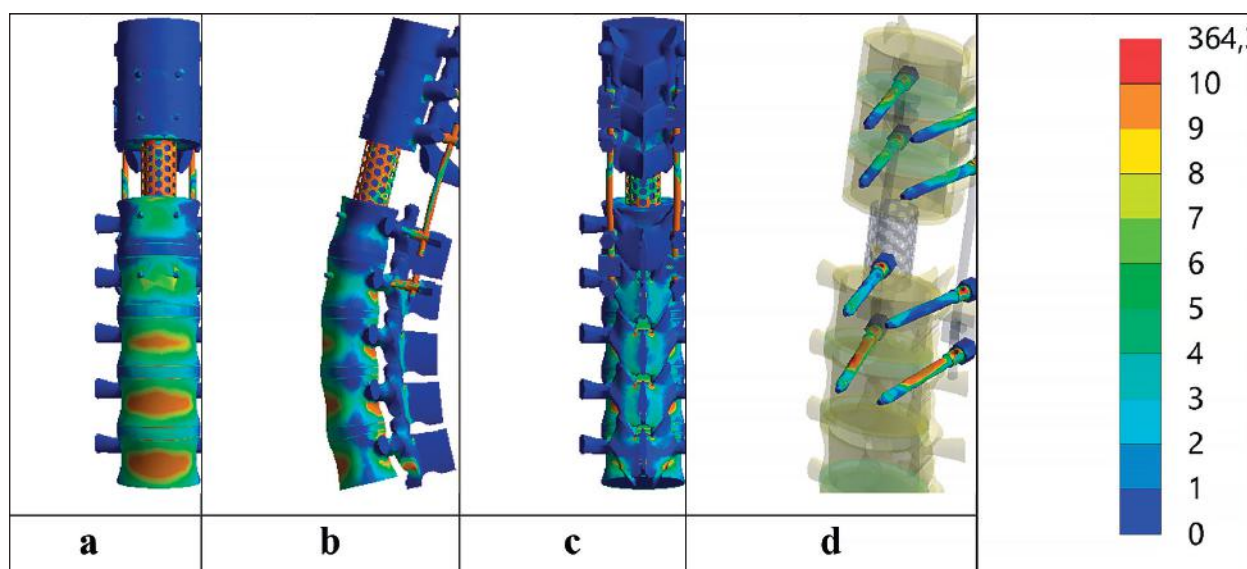


Figure 5 – Pattern of stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of forward bending load. Transpedicular fixation with long screws without crosslinks: a – front view; b – side view; c – back view; d – screws.

adjacent vertebrae L3 – 13.2 MPa and L5 – 14.1 MPa. Also, a high-stress level is determined in the places of contact of the vertebrae with the interbody support with the Th11 vertebra – 8.0 MPa and with the L1 vertebra – 9.0 MPa. Around the fixing screws, the maximum stresses occur in the lower vertebrae, namely in the vertebrae L1 – 5.4 MPa and L2 – 6.6 MPa. Among the screws, the screw in the body of the L2 vertebra is the most stressed – 28.5 MPa, and the lowest stress level is determined on the screws in the L1 vertebra – 6.2 MPa. The stresses on the screws in the Th10 and Th11 vertebrae are determined at almost the same level – 15.5 MPa and 14.6 MPa, respectively. Stresses in interbody resistance are determined at the level of 46.8 MPa.

In **fig. 5** shows the stress-deformed state of the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of a forward tilt load and transpedicular fixation with long screws without crosslinks.

Replacing the fixing screws with long ones causes a slight decrease in the stress level in the vertebral bodies,

except the Th11 vertebra, where the stress increases to 5.4 MPa. A 2-fold increase in stress level is observed around all fixing screws. It is a consequence of an increase in the stress level of about 2.0 MPa on the screws themselves. The maximum stresses are determined in the interbody resistance at 41.0 MPa, which is lower than the model with short screws.

The pattern of stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of a forward tilt load, transpedicular fixation with short screws with crosslinks can be seen in **fig. 6**.

The use of crosslinks in combination with short screws allows for a reduction in the stress level when the body is tilted forward in all control points of the model. The stress values on the crosslinks are determined at 2.4 MPa and 6.3 MPa on the upper and lower crosslinks, respectively.

As the last stage of the work, we will consider the effect of crosslinks when using long fixing screws on the

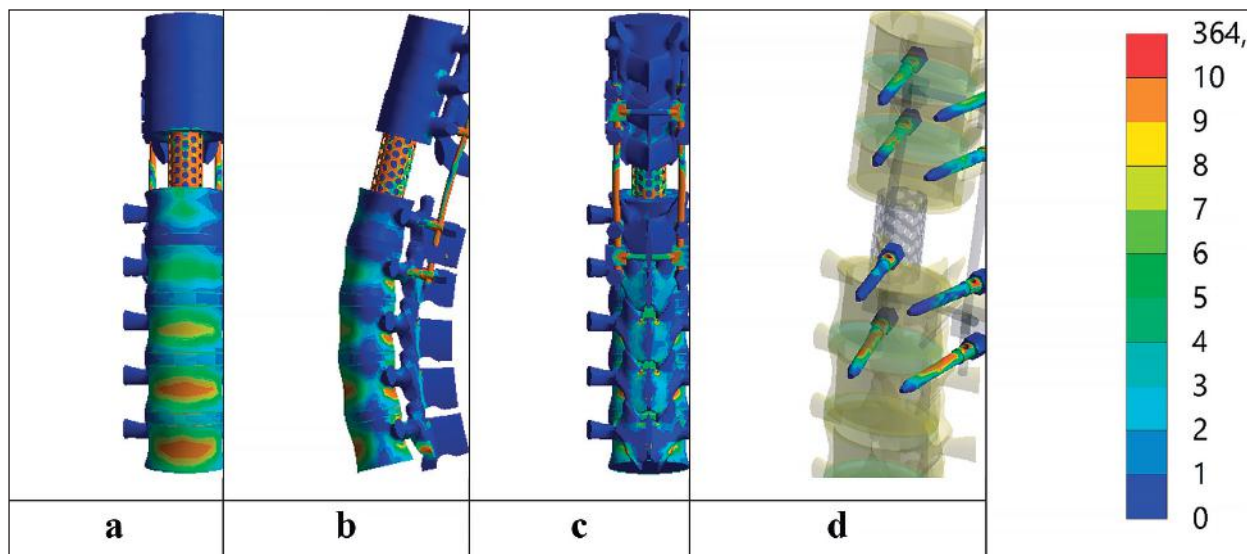


Figure 6 – Pattern of stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under the influence of a forward tilt load. Transpedicular fixation with short screws with crosslinks: a – front view; b – side view; c – back view; d – screws.

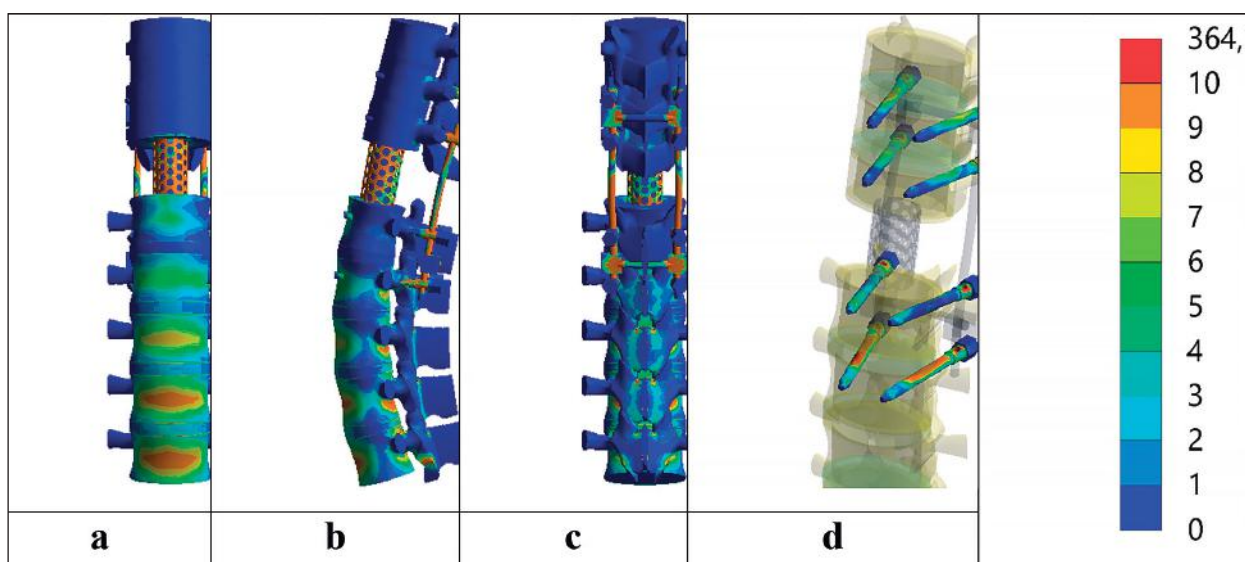


Figure 7 – Pattern of stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12-L5 vertebra under the influence of forward bending load. Transpedicular fixation with long screws with crosslinks: a – front view; b – side view; c – back view; d – screws.

distribution of stresses in the model when the trunk is tilted forward (fig. 7).

As the studies have shown, the use of long screws in combination with crosslinks when the body is tilted forward does not lead to significant changes in the stress-deformed state of the vertebrae, which do not exceed 10% in one direction or another, compared to the model with short screws, except an increase in the stress level in the Th11 vertebra, where the stress increases to 5.2 MPa. The stresses around the fixing screws also change in different directions, increasing around the upper screws in the Th10 and Th11 vertebrae to 2.7 MPa and

2.0 MPa, respectively, and decreasing at the lowest in the L2 vertebra to 4.8 MPa, in the L1 vertebra the stress level remains unchanged. It is on the fixing screws that there is an increase in the stress level, but not higher than the model with short screws. At the interbody support, stresses are reduced to the lowest level among all models – 36.7 MPa. On the crosslinks, changes in the stress level are insignificant and in different directions – they increase to 6.5 MPa on the lower crosslink and decrease to 2.3 MPa on the upper one.

Data on the values of the maximum stresses at all control points of the models for all variants of transpedicular fixation are given in table 2.

Table 2 – Values of stresses in the models of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra with different options of transpedicular fixation under the influence of forward bending load

Control points		Stress, MPa			
		without crosslinks		with crosslinks	
№	area	short screws	long screws	short screws	long screws
1	body of vertebra Th9	1,4	1,4	1,3	1,4
2	body of vertebra Th10	5,4	4,7	5,3	4,5
3	body of vertebra Th11	4,1	5,4	3,3	5,2
4	body of vertebra L1	6,7	6,4	6,4	6,2
5	body of vertebra L2	12,0	11,6	11,2	11,2
6	body of vertebra L3	13,2	13,0	11,9	11,6
7	body of vertebra L4	17,2	16,7	16,0	15,3
8	body of vertebra L5	14,1	14,0	13,0	13,2
9	lower part of Th11	8,0	7,2	7,8	7,0
10	upper part of L1	9,0	7,7	8,1	7,7
11	screws' entry Th10	2,6	5,1	2,3	2,7
12	screws' entry Th11	1,9	2,3	1,7	2,0
13	screws' entry L1	5,4	10,2	3,4	3,4
14	screws' entry L2	6,6	12,7	5,9	4,8
15	screws Th10	15,5	17,7	15,2	17,1
16	screws Th11	14,6	17,3	13,5	17,0
17	screws L1	6,2	8,0	5,5	7,6
18	screws L2	28,5	33,0	26,2	29,0
19	crosslinks Th10-Th11			2,4	2,3
20	crosslinks L1-L2			6,3	6,5
21	interbody support	46,8	41,0	45,4	36,7

The diagram shown in fig. 8 allows us to visually compare the values of stresses in the bone elements of the models with all variants of transpedicular fixation.

As we can see in the diagram, when the trunk is tilted forward, there are no fundamental differences between the options for transpedicular fixation of the spine. The use of long screws causes increased stress levels in the body of the T11 vertebra and around all fixation screws. In other control points, there is a decrease in the stress level. The use of crosslinks allows for the reduction of the stress level in the bone elements of the model.

The diagram shown in fig. 9 will help to get a visual representation of the stress values in the elements of metal structures.

The study results showed that when the trunk is tilted forward, critical differences in the stressed-deformed state of models with different options of transpedicular fixation are not determined. When using long screws, there is an increased level of stress on them. Crosslinks have a positive effect, from the point of view of reducing the stress level, both in the models' bone elements and structural elements. These data indicate that using transpedicular screws with a standard immersion depth and crosslinks is biomechanically appropriate for forward bending. However, final conclusions regarding the appropriateness of using a particular modification of transpedicular fixation can only be

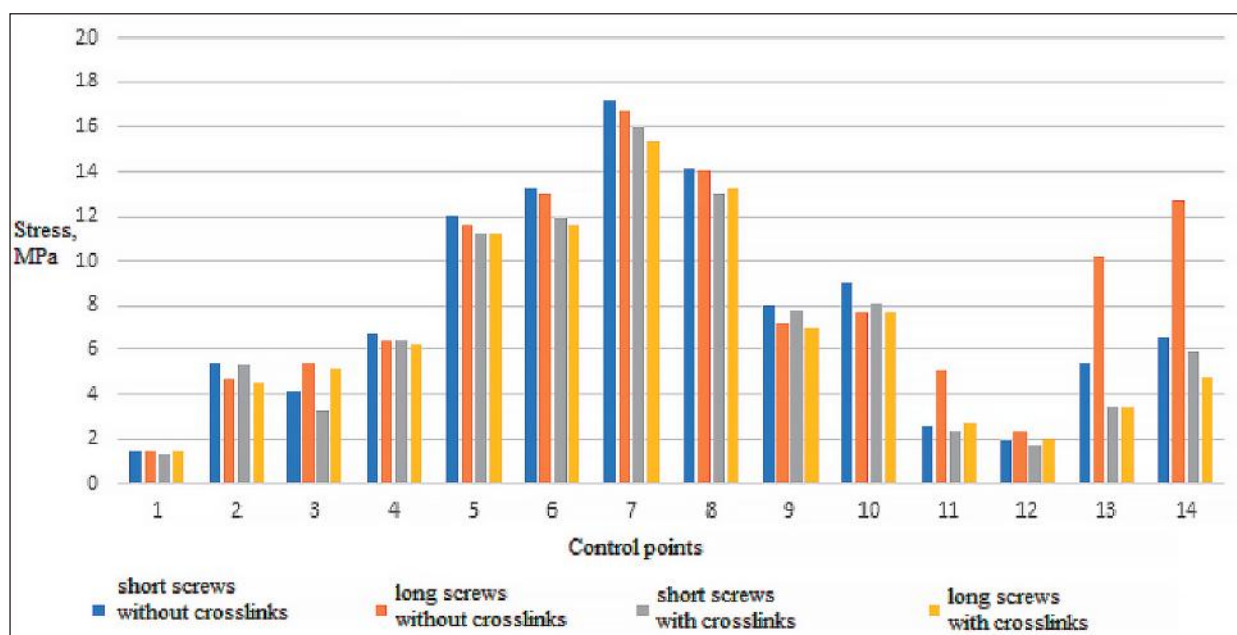


Figure 8 – Diagram of stress values at control points on bone elements of models.

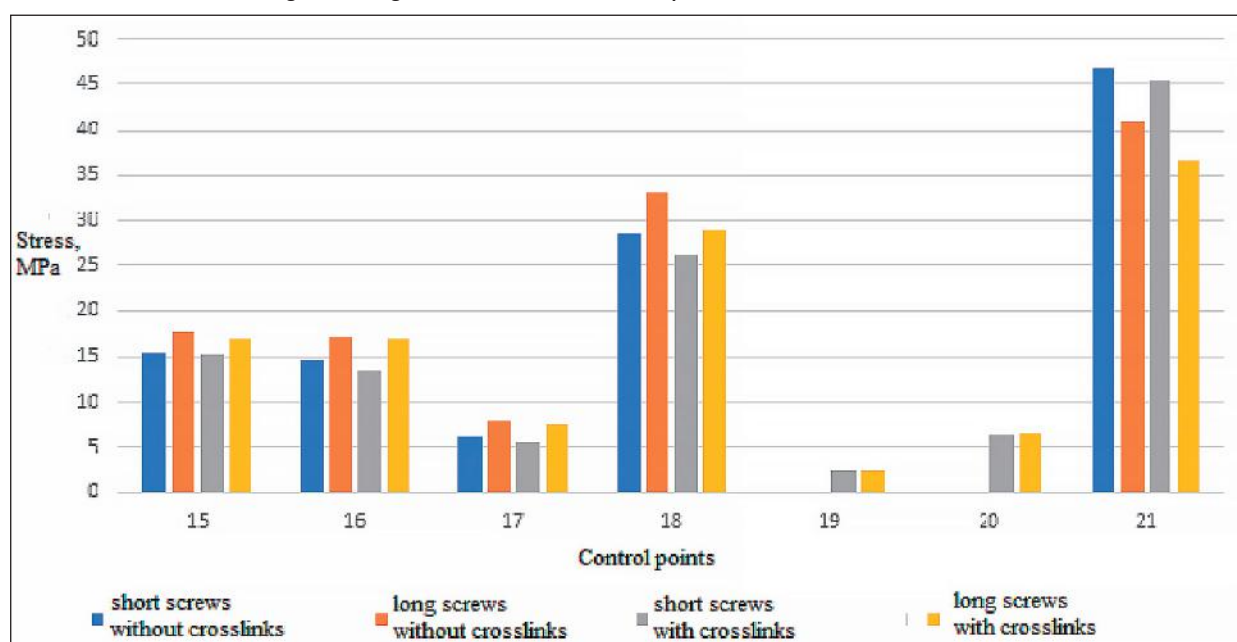


Figure 9 – Diagram of stress values at control points on elements of metal structures of models.

made when comparing the study results of all standard loading patterns. In addition, the obtained indicators should be interpreted from the point of view of their clinical significance, which also requires additional analysis.

Conclusions.

When the body is tilted forward, crosslinks allow for a reduction of the stress level at all control points of the models, regardless of the length of the used fixing screws.

Using long screws causes increased stress levels in the body of the T11 vertebra, around all fixation screws

and on the screws themselves. In other control points, there is a decrease in the stress level.

Prospects for further research.

In the future, it is planned to continue the analysis of the stress-strain state of the models with other load patterns and, based on a comprehensive assessment and consideration of clinical significance, determine the optimal stabilisation method for the simulated surgical intervention.

СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНИЙ АНАЛІЗ ВАРІАНТІВ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ДІЛЯНКИ ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОГО ПЕРЕХОДУ ПІСЛЯ РЕЗЕКЦІЇ ХРЕБЦЯ Th12 ПРИ НАХИЛІ ВПЕРЕД¹ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України» (м. Київ, Україна)²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» (м. Харків, Україна)

korab.karpinsky9@gmail.com

Зона грудопоперекового переходу є однією з «найтиповіших» ділянок виникнення травматичних змін при впливі механічного навантаження на організм людини. В сучасній клінічній практиці використовується значна кількість різних видів хірургічної корекції травматичних ушкоджень цієї зони, що дозволяють забезпечити адекватну декомпресію структур хребетного каналу, виконати корекцію осі хребта та повноцінну стабілізацію. Незважаючи на досягнення сучасної медицини, ці хірургічні втручання характеризуються певним відсотком ускладнень, що зумовлені перенавантаженням окремих ділянок системи стабілізації або кісткових структур фіксованих хребців. Тому, одним із шляхів вирішення цієї проблеми є збільшення надійності фіксації без збільшення її протяжності за рахунок забезпечення рівномірного навантаження. Метою цього дослідження стало вивчення напружено-деформованого стану моделі поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 при різних варіантах транспедикулярної фіксації при нахилі тулуба вперед. Задача реалізована шляхом розробки скінчено-елементної моделі ділянки грудо-поперекового відділу хребта людини, що імітувала стан після хірургічного втручання з приводу вибухового перелому Th12 із наявною міжтіловою опорою та траспедикулярною системою, що складалась із 8 гвинтів, встановлених в тіла Th10, Th11, L1 та L2. Досліджено вплив різної довжини транспедикулярних гвинтів та наявності поперечних стяжок на розподіл навантаження. Визначено, що при нахилі тулуба вперед використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напруження у всіх контрольних точках моделей незалежно від довжини використаних фіксуючих гвинтів. При цьому застосування довгих бікортикальних гвинтів викликає підвищення рівня напружень в тілі хребця T11, навколо всіх фіксуючих гвинтів та на самих гвинтах. Використання транспедикулярних гвинтів із стандартною глибиною занурення та поперечних стяжок виглядає найбільш біомеханічно доцільним.

Ключові слова: скінчено-елементна модель, грудо-поперековий перехід, транспедикулярна стабілізація, поперечна стяжка, нахил вперед.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Робота є фрагментом науково-дослідної роботи «Дослідити механізми та розробити комплекс лікувальних заходів для зменшення інвалідизації та покращення якості життя хворих з хребтно-спинномозковою травмою», державний реєстраційний номер 0119U000110.

Вступ.

Згідно з даними епідеміологічних досліджень, орієнтовно 60% всіх травматичних ушкоджень хребта посідає зону грудопоперекового переходу (ГПП) [1-3]. Історично, консервативні методи лікування вважалися кращими для пацієнтів без вираженого неврологічного дефіциту і грубої деформації осі хребта [4, 5]. Розвиток медицини останніх десятиліть, що визначає впровадження більш досконалих методів хірургічної корекції в клінічну практику, а також акцент на якості життя постраждалих, як у ранньому, так і віддаленому періодах травми, значною мірою вплинули на загальну стратегію лікування травматичних ушкоджень хребта в цілому та зони грудопоперекового переходу в зокрема [6, 7].

Спондилодез, будучи одним із найпоширеніших хірургічних методів лікування переломів хребта, при ефективному застосуванні дозволяє забезпечити ранню вертикалізацію постраждалих, виключаючи при цьому розвиток посттравматичної кіфотичної де-

формації, що безумовно визначає не лише медичну, а й соціально-економічну перевагу [8, 9]. Стосовно зони ГПП розроблено кілька методів хірургічного спондилодезу, включаючи передню фіксацію, задню фіксацію та комбіновані методики. Задні доступи хірургічної корекції травматичних ушкоджень зони ГПП, розроблені ще на початку ХХ століття, і в даний час практично у всіх випадках дозволяють хірургу реалізувати поставлені перед ним завдання, а саме: забезпечити адекватну декомпресію структур хребетного каналу та використовувати ті чи інші системи фіксації виконати як адекватну корекцію осі хребта, і повноцінну стабілізацію [10]. Передні та передньо-бічні доступи при травматичному пошкодженні зони ГПП стали застосовуватися набагато пізніше. Лише 1968 року R.P. Kelly та T.E. Whitesides Jr. вперше запропонували використання передньо-бічного доступу по A.R. Hodgson та F.E. Stock, який раніше класично застосовувався у хірургічному лікуванні туберкульозного спондиліту [11]. Фактично, основною передумовою використання більш складного та травматичного доступу стала недосконалість існуючих на той час систем задньої фіксації, які не дозволяють забезпечити адекватну стабілізацію після виконання протяжної ламінектомії. В даний час використання транспедикулярних фіксаторів практично повністю вирішило зазначену проблему, а активне впровадження в клінічну практику телескопічних тілоза-

мінних імплантів, що дозволяють відновити опорну функцію резектованого тіла із заднього доступу практично повністю виключило необхідність комбінованих передньо-задніх хірургічних втручань. Фактично вентральна та вентролатеральна корпектомія з подальшою стабілізацією в зоні ГПП обґрунтована лише стосовно онкологічного ураження. Проте питання про переваги та недоліки тих чи інших методів та при травматичному пошкодженні ГПП залишається дискусійним [12, 13].

Обсяг хірургічного втручання при травматичних ушкодженнях зони ГПП визначається з принципу реалізації максимальної ефективності при мінімальній травматичності. Відповідно, залежно від ступеня ураження опорних комплексів хребетно-рухового сегменту, наявності компресії структур хребетного каналу та деформації осі, можуть використовуватися як повністю малоінвазивні стабілізуючі втручання, що дозволяють у ряді випадків крім ефективного спонділодезу виконати і непряму декомпресію, так і більш широкі відкриті. Вибухові переломи ГПП становлять за даними різних досліджень від 10-30% всіх травматичних ушкоджень області ГПП. Характер такого пошкодження в більшості випадків передбачає повну або часткову резекцію тіла хребця, що втратив свою опорну функцію, із заміщенням його імплантом, а також задню фіксацію, що визначає загальну стабільність [14]. На думку більшості дослідників, використання восьмигвинтової транспедикулярної системи при резекції одного тіла в області ГПП є достатнім для забезпечення надійного первинно-стабільного спонділодезу. Проте навіть така досить довга фіксація не завжди виявляється ефективною, що проявляється певним відсотком фрагментацій та дислокацій металоконструкцій [15, 16]. Спроби збільшення надійності фіксації без збільшення її протяжності реалізуються шляхом використання поперечних сполучних стяжок і довгих транспедикулярних гвинтів з метою їх бікортікального введення [17-19]. Однак подібні підходи ґрунтуються скоріше на емпіричних даних і практично не мають належного біомеханічного обґрунтування.



Рисунок 1 – Математична скінчено-елементна модель грудно-поперекового відділу хребта людини

Очевидно, що рівномірність розподілу навантаження у фіксованому відділі хребта, що фактично і визначає надійність фіксації, значною мірою залежить від патерну навантаження. Зважаючи на те, що основна маса тіла завжди розташована допереду від хребта, цілком закономірно, що на весь грудно-поперековий відділ у нейтральному вертикальному положенні діє флексійне навантаження. Амплітуда згинального моменту тим більше, чим більш виражені фізіологічні вигини, максимальне її значення реєструється на вершині грудного кіфозу, а мінімальне, аж до негативних значень – поперекового лордоза. Область ГПП є єдиною зоною хребта, де інтенсивність моменту, що згинає, практично не залежить від глибини вигинів хребта [20]. Відповідно, при оцінці характеру розподілу навантаження на різні структури фіксованого хребта, як кісткові так і металеві, з метою визначення надійності аналізованих методів стабілізації, в якості одного із основних патернів навантаження, слід розглядати флексію.

Мета дослідження.

Визначити напружено-деформований стан моделі поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 при різних варіантах транспедикулярної фіксації при нахилі тулуба вперед.

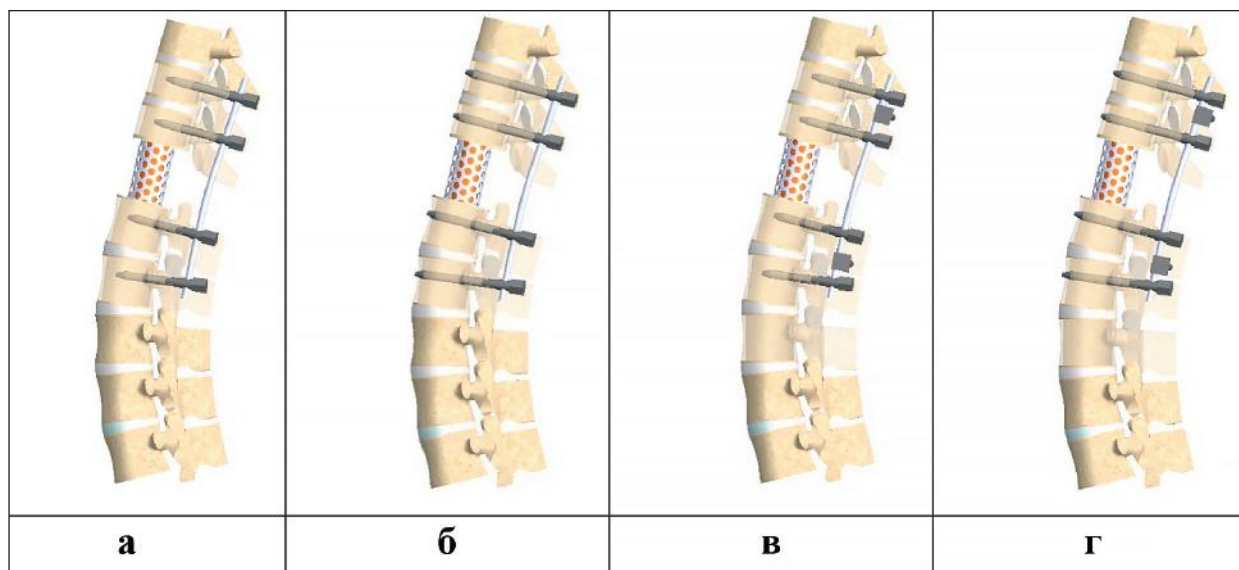


Рисунок 2 – Моделі з різними варіантами транспедикулярної фіксації: а – короткі гвинти без поперечних стяжок; б – довгі гвинти без поперечних стяжок; в – короткі гвинти з поперечними стяжками; г – довгі гвинти з поперечними стяжками.

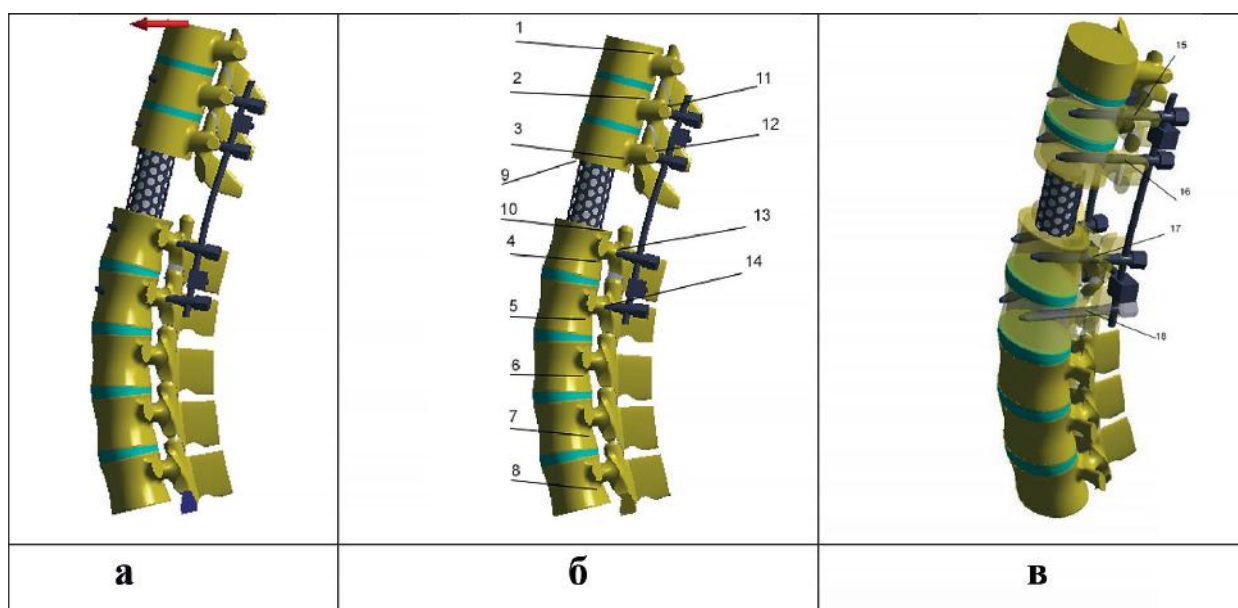


Рисунок 3 – Схеми: А – навантаження моделей, Б, В – розташування контрольних точок (опис в тексті).

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували у процесі моделювання

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	10000	0,3
Губчаста кістка	450	0,2
Суглобовий хрящ	10,5	0,49
Міжхребцеві диски	4,2	0,45
Титан BT-16	110000	0,3

Об'єкт і методи дослідження.

В лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була розроблена математична скінчено-елементна модель ділянки грудо-поперекового відділу хребта людини, яка містила хребці Th9- Th11 та L1-L5. При цьому хребець Th12 був повністю видалений. Модель також включала елементи металокон-

струкцій – міжтілову опору між тілами Th11 та L1 та транспедикулярну систему, що складалась із 8 гвинтів, встановлених в тіла Th10, Th11, L1 та L2. Фактично, нами було імітовано стан після хірургічного втручання з приводу вибухового перелому Th12 із широкою ламінектомією, фасетектомією та корпектомією. Зовнішній вигляд моделі наведено на **рис. 1**.

В процесі дослідження ми вивчали особливості розподілу навантаження при 4 варіантах транспедикулярної фіксації, а саме з використанням коротких фіксуючих гвинтів, що стандартно занурені на 2/3 тіла хребця та довгих гвинтів, які проходять через зовнішній кортикальний шар передньої поверхні тіла хребця – бікортикально. Також досліджувався вплив застосування двох поперечних стяжок за типом “rod-to-rod”. Моделі з різними варіантами транспедикулярної фіксації наведені на **рис. 2**.

В якості скінченого елементу був обраний 10 вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. При

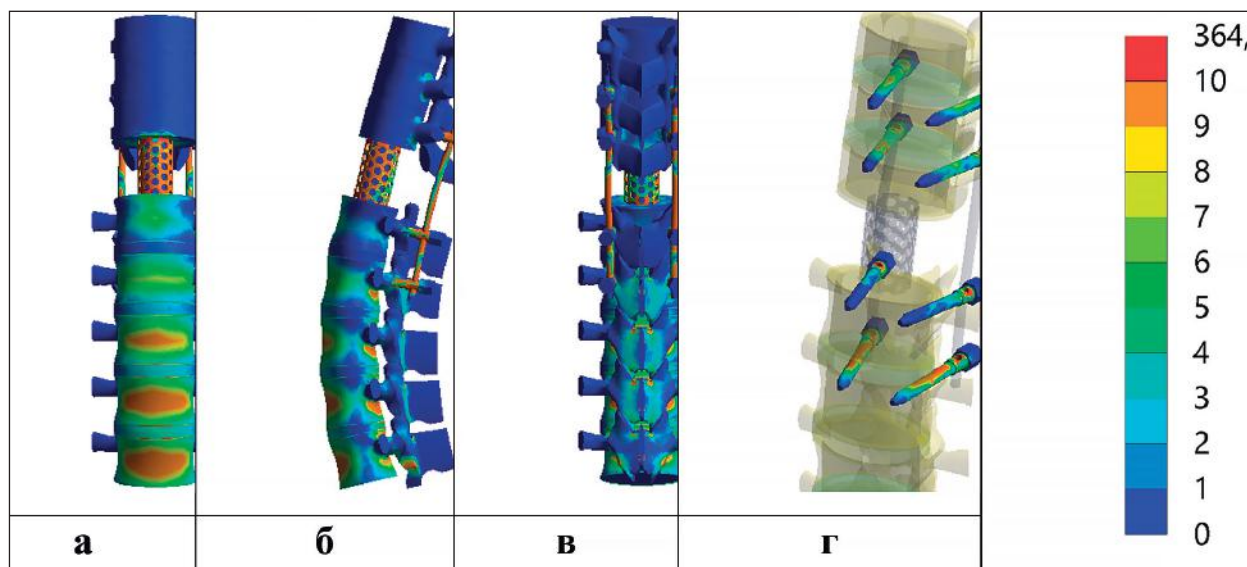


Рисунок 4 – Картина розподілу напружень в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: а – вид спереду; б – вид збоку; в – вид ззаду; г – гвинти.

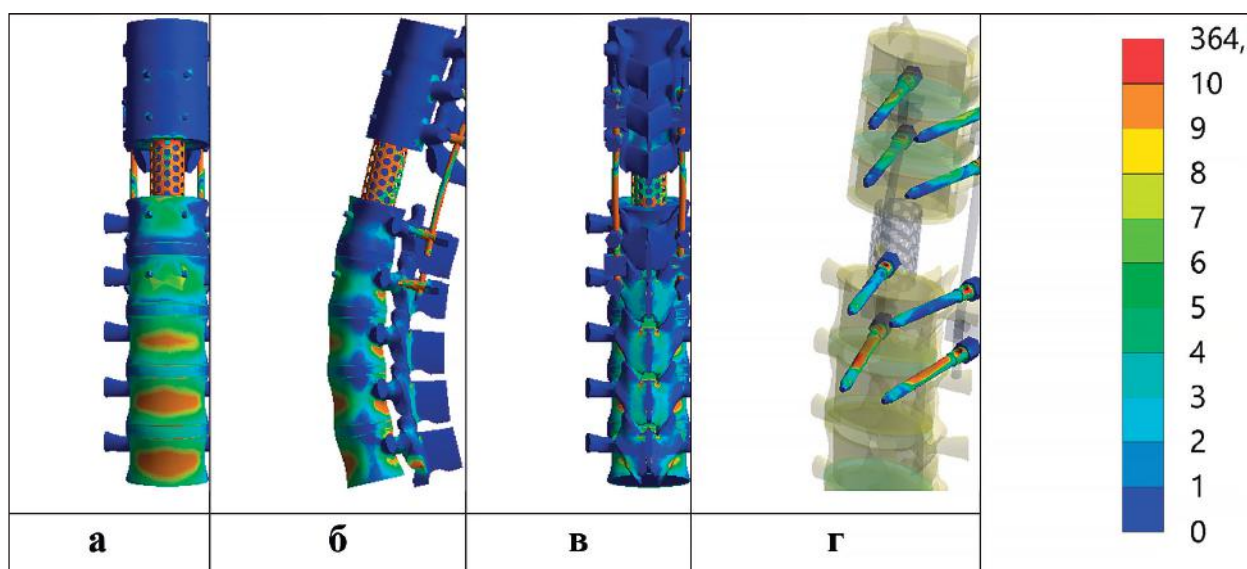


Рисунок 5 – Картина розподілу напружень в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед. Транспедиккулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок: а – вид спереду; б – вид збоку; в – вид ззаду; г – гвинти.

модельованні матеріал розглядали як ізотропний та однорідний. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, міжхребцеві диски) для математичного моделювання обрано за даними [21-24]. Матеріал елементів ендопротезу – титан. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними літератури [25]. Для аналізу використовували такі характеристики, як E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведені в **табл. 1**.

Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом згинаючого навантаження, що діє ззаду вперед, та імітує нахил тулубу вперед. Навантаження прикладали до тіла Th9 хребця та суглобових поверхонь його остистих виростків. Величина навантаження складала 350 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла [26]. По каудальній поверхні диска L5 модель мала жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на **рис. 3А**.

З метою отримання вичерпної інформації про розподіл навантаження нами досліджувалась низка контрольних точок моделі, як в кісткових структурах, так і металевих елементах стабілізуючої та тілозамінної систем, а саме: тіла хребців Th9 (1), Th10 (2), Th11 (3), L1 (4), L2 (5), L3 (6), L4 (7) та L5 (8); нижня замикальна пластина тіла Th11 (9) та верхня замикальна пластина тіла L1 (10) – зони контакту із тілозамінним імплантом; точки входу гвинтів в нижні дуги Th10 хребця (11), Th11 (12), L1 (13) та L2 (14); гвинти в тілах Th10 (15), Th11 (16), L1 (17) та L2 (18); поперечні стяжки, що встановлено на балки між гвинтами Th10-Th11 (19) та L1-L2 (20); міжтілова опора (21). Схема розташування контрольних точок наведена на **рис. 3Б, В**.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням методу скінчених елементів. В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [27]. Моделювання виконували за до-

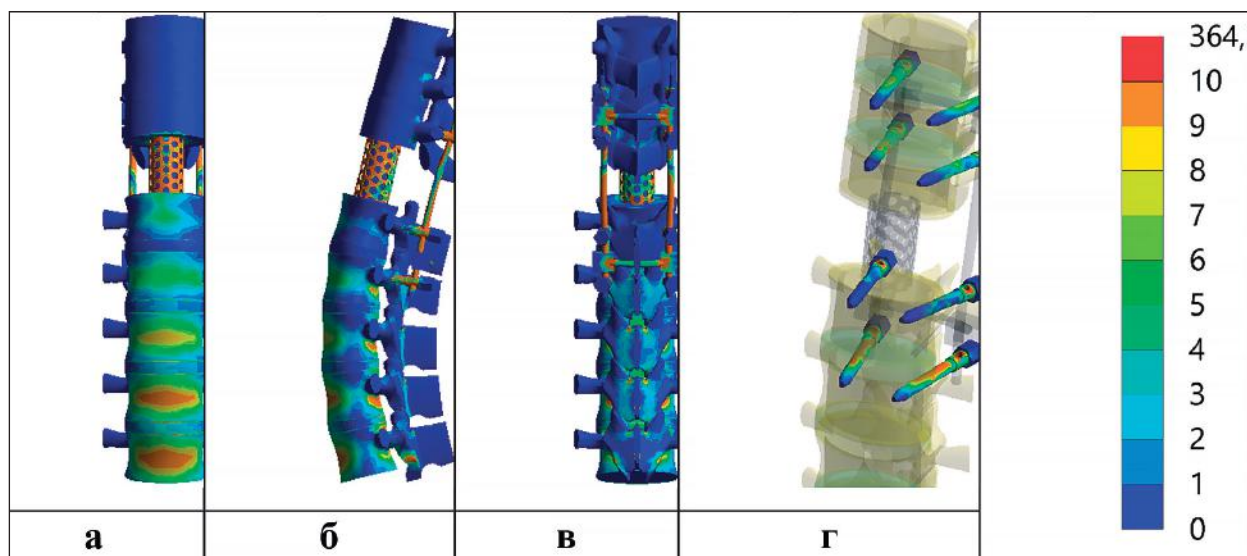


Рисунок 6 – Картина розподілу напружень в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед. Транспедиккулярна фіксація короткими гвинтами з поперечними стяжками: а – вид спереду; б – вид збоку; в – вид ззаду; г – гвинти.

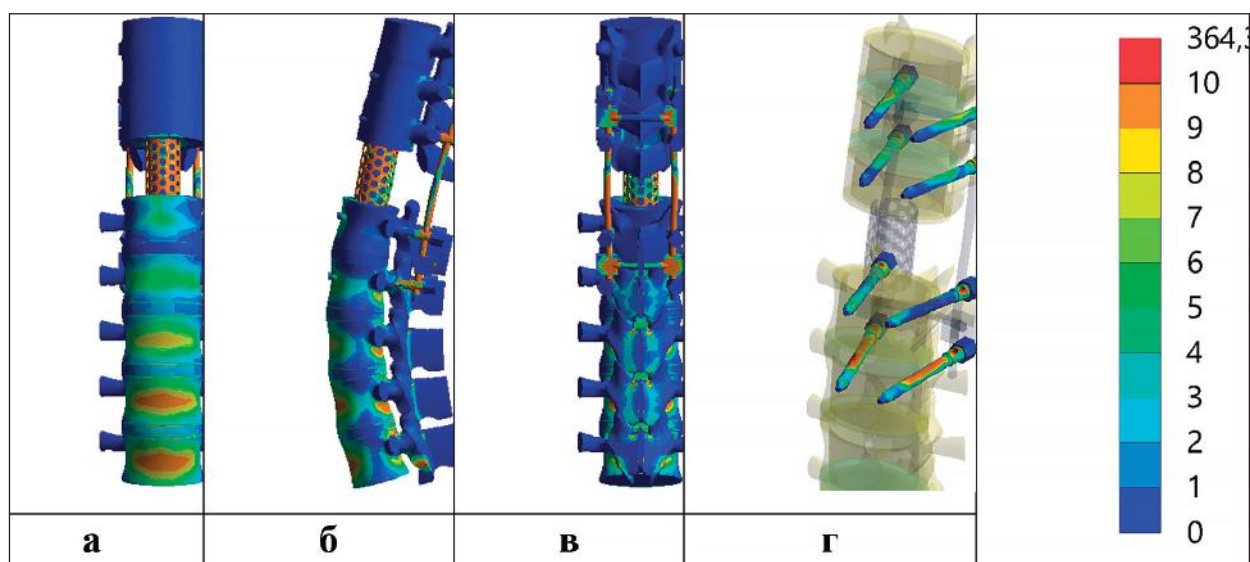


Рисунок 7 – Картина розподілу напружень в моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12-L5 під впливом навантаження нахил вперед. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами з поперечними стяжками: а – вид спереду; б – вид збоку; в – вид ззаду; г – гвинти.

помогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [28].

Результати дослідження та їх обговорення.

Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед при застосуванні транспедикулярної фіксації короткими гвинтами без по-

перечних стяжок. Розподіл напружень в моделі наведено на **рис. 4**.

Проведені дослідження показали, що при використанні коротких гвинтів без поперечних стяжок при нахилу тулубу вперед максимальні напруження 17,2 МПа виникають в тілі хребця L4, а також в тілах суміжних хребця L3 – 13,2 МПа та L5 – 14,1 МПа. Також високий рівень напружень визначається в місцях контакту хребців з міжтіловою опорою з хребцем Th11 – 8,0 МПа та з хребцем L1 – 9,0 МПа. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні напруження виникають на нижніх хребцях, а саме в хребцях L1 – 5,4 МПа та L2 – 6,6 МПа. Серед самих гвинтів найбільш напруженим є гвинт в тілі хребця L2 – 28,5 МПа, найменший рівень напружень визначається на гвинтах в хребці L1 – 6,2 МПа. Напруження на гвинтах в хребцях Th10 та Th11 визначаються практично на одному рівні – 15,5 МПа і 14,6 МПа, відповідно. Напруження в міжтіловій опорі визначаються на рівні 46,8 МПа.

На **рис. 5** наведено напружено-деформований стан моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед, транспедикулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок.

Заміна фіксуючих гвинтів на довгі викликає незначне зниження рівня напружень в тілах хребців за винятком хребця Th11, де напруження зростають до 5,4 МПа. Зростання рівня напружень в 2 рази спостерігається навколо всіх фіксуючих гвинтів. Це є наслідком збільшення рівня напружень приблизно на 2,0 МПа на самих гвинтах. Максимальні напруження визначаються в міжтіловій опорі на рівні 41,0 МПа, але це нижче за модель з короткими гвинтами.

Картину розподілу напружень в моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження нахил вперед, транспедикулярна фіксація короткими

Таблиця 2 – Величини напружень в моделях грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 при різних варіантах транспедикулярної фіксації під впливом навантаження нахил вперед

Контрольні точки		Напруження, МПа			
		без стяжок		зі стяжками	
№	зона	короткі гвинти	довгі гвинти	короткі гвинти	довгі гвинти
1	тіло хребця Th9	1,4	1,4	1,3	1,4
2	тіло хребця Th10	5,4	4,7	5,3	4,5
3	тіло хребця Th11	4,1	5,4	3,3	5,2
4	тіло хребця L1	6,7	6,4	6,4	6,2
5	тіло хребця L2	12,0	11,6	11,2	11,2
6	тіло хребця L3	13,2	13,0	11,9	11,6
7	тіло хребця L4	17,2	16,7	16,0	15,3
8	тіло хребця L5	14,1	14,0	13,0	13,2
9	низ Th11	8,0	7,2	7,8	7,0
10	верх L1	9,0	7,7	8,1	7,7
11	вхід гвинтів Th10	2,6	5,1	2,3	2,7
12	вхід гвинтів Th11	1,9	2,3	1,7	2,0
13	вхід гвинтів L1	5,4	10,2	3,4	3,4
14	вхід гвинтів L2	6,6	12,7	5,9	4,8
15	гвинти Th10	15,5	17,7	15,2	17,1
16	гвинти Th11	14,6	17,3	13,5	17,0
17	гвинти L1	6,2	8,0	5,5	7,6
18	гвинти L2	28,5	33,0	26,2	29,0
19	стяжки Th10-Th11			2,4	2,3
20	стяжки L1-L2			6,3	6,5
21	міжтілова опора	46,8	41,0	45,4	36,7

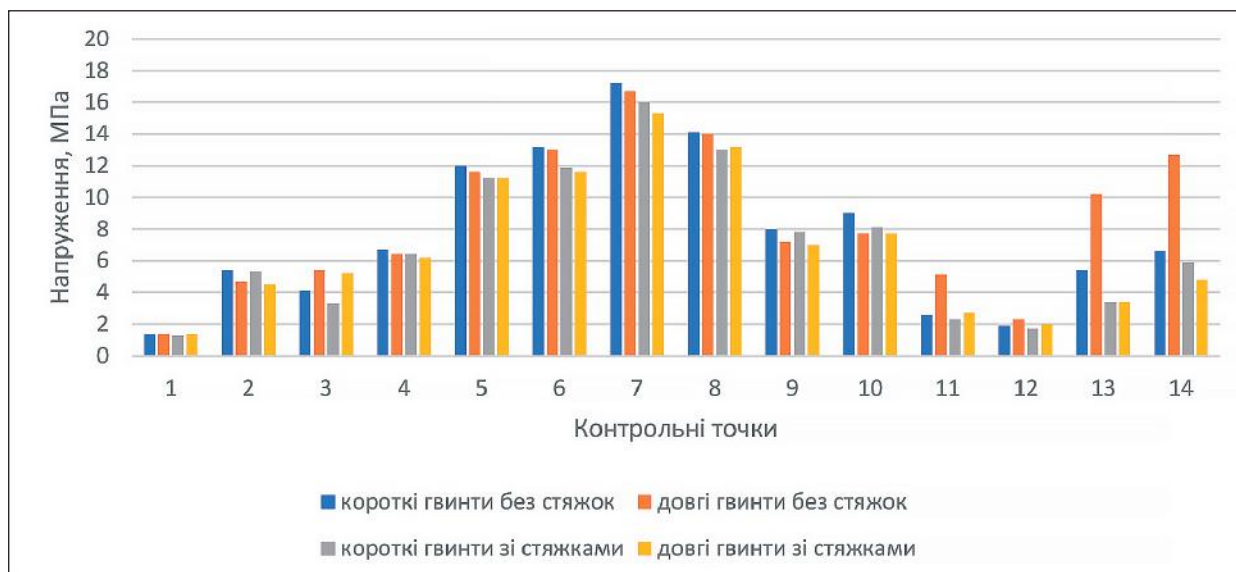


Рисунок 8 – Діаграма величин напружень в контрольних точках на кісткових елементах моделей.

гвинтами з поперечними стяжками можна спостерігати на **рис. 6**.

Використання поперечних стяжок в комбінації з короткими гвинтами дозволяє знизити рівень напружень при нахилу тулубу вперед во всіх контрольних точках моделі. Величини напружень саме на стяжках визначаються на рівні 2,4 МПа та 6,3 МПа на верхній та нижній стяжках, відповідно.

Останнім етапом роботи розглянемо вплив поперечних стяжок при використанні довгих фіксуючих гвинтів на розподіл напружень в моделі при нахилу тулубу вперед (**рис. 7**).

Як показали проведені дослідження, використання довгих гвинтів в комбінації з поперечними стяжками при нахилу тулуба вперед не призводить до значних змін в напружено-деформованому стані хребців, які не перевищують 10% в той або інший бік, в порівнянні з моделлю з короткими гвинтами, за винятком підвищення рівня напружень в хребці Th11, де напруження зростають до 5,2 МПа. Напруження навколо фіксуючих гвинтів також змінюються різноспрямовано, зростають навколо верхніх гвинтів

в хребцях Th10 та Th11 до 2,7 МПа та 2,0 МПа, відповідно, і знижуються на самому нижньому в хребці L2 – до 4,8 МПа, в хребці L1 рівень напружень залишається без змін. Саме на фіксуючих гвинтах спостерігається зростання рівня напружень, але не вище за модель з короткими гвинтами. На міжтіловій опорі напруження знижуються до самого нижчого рівня серед всіх моделей – 36,7 МПа. На поперечних стяжках зміни рівня напружень незначні та різноспрямовані – зростають до 6,5 МПа на нижній стяжці, та знижуються до 2,3 МПа на верхній.

Дані про величини максимальних напружень во всіх контрольних точках моделей при всіх варіантах транспедикулярної фіксації наведені в **табл. 2**.

Діаграма, яка наведена на **рис. 8**, дозволяє наочне порівняти величини напружень в кісткових елементах моделей при всіх варіантах транспедикулярної фіксації.

Як бачимо на діаграмі, при нахилу тулубу вперед принципівих відмінностей між варіантами транспедикулярної фіксації хребта не спостерігаються. Використання довгих гвинтів викликає підвищення рівня

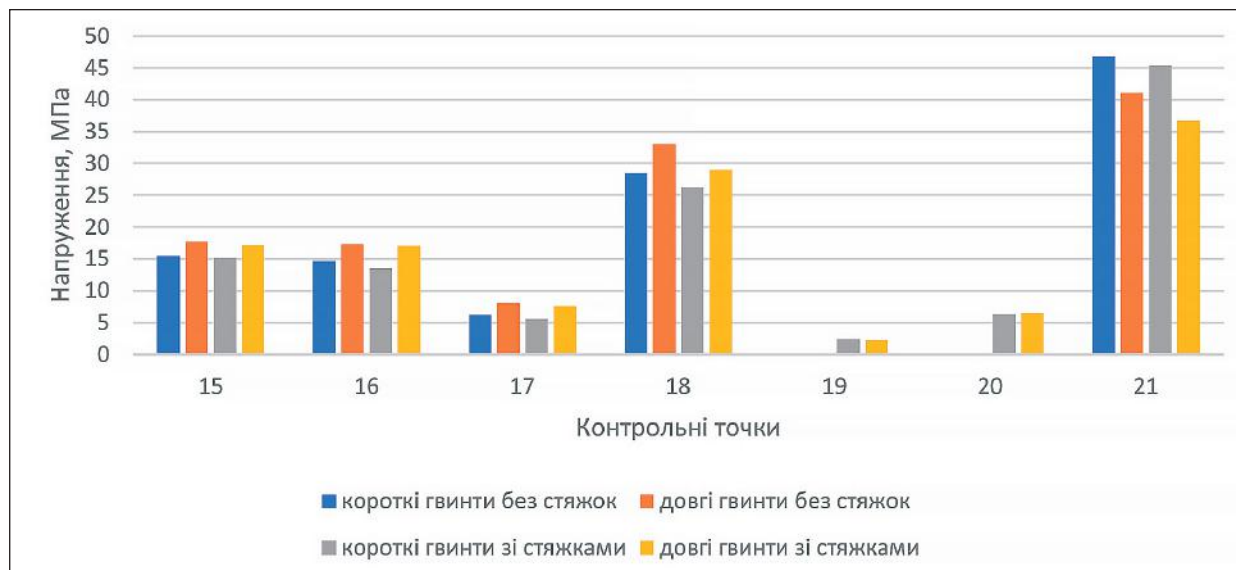


Рисунок 9 – Діаграма величин напружень в контрольних точках на елементах металевих конструкцій моделей.

напружень в тілі хребця T11 та навколо всіх фіксуючих гвинтів. В інших контрольних точках спостерігається зниження рівня напружень. Використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напружень в кісткових елементах моделі.

Отримати наочне уявлення про величини напружень в елементах металевих конструкцій допоможе діаграма, яка наведена на **рис. 9**.

Результати проведеного дослідження показали, що при нахилі тулуба вперед критичних відмінностей в напружено-деформованому стані моделей з різними варіантами транспедикулярної фіксації не визначається. При використанні довгих гвинтів спостерігається підвищений рівень напружень саме на них. Поперечні стяжки оказують позитивний вплив, з точки зору зниження рівня напружень, як в кісткових елементах моделей, так і в елементах конструкції. Наведені данні свідчать про те, що використання транспедикулярних гвинтів із стандартною глибиною занурення та поперечних стяжок є найбільш біомеханічно доцільним при нахилі вперед, проте остаточні висновки щодо доцільності використання певної модифікації транспедикулярної фіксації можна зро-

бити лише при порівнянні результатів дослідження всіх стандартних паттернів навантаження. Крім того, отримані показники слід інтерпретувати з точки зору їх клінічної значущості, що також потребує додаткового аналізу.

Висновки.

При нахилі тулуба вперед використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напруження у всіх контрольних точках моделей незалежно від довжини використаних фіксуючих гвинтів.

Використання довгих гвинтів викликає підвищення рівня напружень в тілі хребця T11, навколо всіх фіксуючих гвинтів та на самих гвинтах. В інших контрольних точках спостерігається зниження рівня напружень.

Перспективи подальших досліджень.

У перспективі планується продовжити аналіз напружено-деформованого стану моделей при інших паттернах навантаження та на підставі комплексної оцінки та урахування клінічної значущості визначити оптимальний метод стабілізації для хірургічного втручання, що моделюється.

References / Література

- den Ouden LP, Smits AJ, Stadhouders A, Feller R, Deunk J, Bloemers FW. Epidemiology of Spinal Fractures in a Level One Trauma Center in the Netherlands: A 10 Years Review. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2019;44(10):732-739. DOI: [10.1097/BRS.0000000000002923](https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002923).
- Katsuura Y, Osborn JM, Cason GW. The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis. *Journal of orthopaedics*. 2016;13(4):383-388. DOI: [10.1016/j.jor.2016.06.019](https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.06.019).
- Siminoski K, Lee KC, Jen H, Warshawski R, Matzinger MA, Shenouda N, et al. Anatomical distribution of vertebral fractures: comparison of pediatric and adult spines. *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*. 2012;23(7):1999-2008. DOI: [10.1007/s00198-011-1837-1](https://doi.org/10.1007/s00198-011-1837-1).
- Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Am*. 1970;52(8):1534-1551.
- Roberts JB, Curtiss PH, Jr. Stability of the thoracic and lumbar spine in traumatic paraplegia following fracture or fracture-dislocation. *J Bone Joint Surg Am*. 1970;52(6):1115-1130.
- Chisholm D, Stanciole AE, Tan Torres Edejer T, Evans DB. Economic impact of disease and injury: counting what matters. *BMJ (Clinical research ed)*. 2010;340:924. DOI: [10.1136/bmj.c924](https://doi.org/10.1136/bmj.c924).
- Meara JG, Leather AJ, Hagander L, Alkire BC, Alonso N, Ameh EA, et al. Global Surgery 2030: evidence and solutions for achieving health, welfare, and economic development. *Lancet (London, England)*. 2015;386(9993):569-624. DOI: [10.1016/S0140-6736\(15\)60160-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(15)60160-X).
- Yugué I, Aono K, Shiba K, Ueta T, Maeda T, Mori E, et al. Analysis of the risk factors for severity of neurologic status in 216 patients with thoracolumbar and lumbar burst fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011;36(19):1563-1569. DOI: [10.1097/BRS.0b013e3181f58d56](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f58d56).
- Tang P, Long A, Shi T, Zhang L, Zhang L. Analysis of the independent risk factors of neurologic deficit after thoracolumbar burst fracture. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2016;11(1):128. DOI: [10.1186/s13018-016-0448-0](https://doi.org/10.1186/s13018-016-0448-0).
- Sharif S, Shaikh Y, Yaman O, Zileli M. Surgical Techniques for Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):667-680. DOI: [10.14245/ns.2142206.253](https://doi.org/10.14245/ns.2142206.253).
- Nekhopochyn OS. Evolution of traumatic thoracolumbar spine injury classifications. *Ukrainian Neurosurgical Journal*. 2022;28(2):8-21. DOI: [10.25305/unj.255151](https://doi.org/10.25305/unj.255151).
- Xu GJ, Li ZJ, Ma JX, Zhang T, Fu X, Ma XL. Anterior versus posterior approach for treatment of thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis. *Eur Spine J*. 2013;22(10):2176-2183. DOI: [10.1007/s00586-013-2987-y](https://doi.org/10.1007/s00586-013-2987-y).
- Zhu Q, Shi F, Cai W, Bai J, Fan J, Yang H. Comparison of Anterior Versus Posterior Approach in the Treatment of Thoracolumbar Fractures: A Systematic Review. *International surgery*. 2015;100(6):1124-1133. DOI: [10.9738/INTSURG-D-14-00135.1](https://doi.org/10.9738/INTSURG-D-14-00135.1).
- Dai LY, Jiang SD, Wang XY, Jiang LS. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol*. 2007;67(3):221-231; discussion 231. DOI: [10.1016/j.surneu.2006.08.081](https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.08.081).
- Chen C-S, Chen W-J, Cheng C-K, Jao S-HE, Chueh S-C, Wang C-C. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical Engineering & Physics*. 2005;27(6):487-496. DOI: [10.1016/j.medengphy.2004.12.007](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.12.007).
- Mohi Eldin MM, Ali AM. Lumbar transpedicular implant failure: a clinical and surgical challenge and its radiological assessment. *Asian Spine J*. 2014;8(3):281-297. DOI: [10.4184/asj.2014.8.3.281](https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.3.281).
- Karami KJ, Buckenmeyer LE, Kiapour AM, Kelkar PS, Goel VK, Demetropoulos CK, et al. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth effect on screw stability under cyclic loading and subsequent pullout. *J Spinal Disord Tech*. 2015;28(3):E133-139. DOI: [10.1097/BSD.0000000000000178](https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000178).
- Shibasaki Y, Tsutsui S, Yamamoto E, Murakami K, Yoshida M, Yamada H. A bicortical pedicle screw in the caudad trajectory is the best option for the fixation of an osteoporotic vertebra: An in-vitro experimental study using synthetic lumbar osteoporotic bone models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;72:150-154. DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2019.12.013](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.013).
- Cornaz F, Widmer J, Snedeker JG, Spirig JM, Farshad M. Cross-links in posterior pedicle screw-rod instrumentation of the spine: a systematic review on mechanical, biomechanical, numerical and clinical studies. *Eur Spine J*. 2021;30(1):34-49. DOI: [10.1007/s00586-020-06597-z](https://doi.org/10.1007/s00586-020-06597-z).
- Wong CE, Hu HT, Huang YH, Huang KY. Optimization of Spinal Reconstructions for Thoracolumbar Burst Fractures to Prevent Proximal Junctional Complications: A Finite Element Study. *Bioengineering (Basel)*. 2022 Sep 21;9(10):491. DOI: [10.3390/bioengineering9100491](https://doi.org/10.3390/bioengineering9100491).
- Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 p.
- Boccaccio A, Pappalettere C, Vaclav Klika editor. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. 5th, ed. Theoretical Biomechanics; 2011. 416 p.
- Nekhopochin A, Nekhopochin S, Karpinsky M, Shvets A, Karpinskaya E, Yaresko A. Mathematical Analysis and Optimization of Design Characteristics of Stabilizing Vertebral Body Replacing Systems for Subaxial Cervical Fusion Using the Finite Element Method. *Hirurgiá pozvonočnika*. 2017;14(1):37-45. DOI: [10.14531/ss2017.1.37-45](https://doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45).

24. Radchenko VA, Kutsenko VA, Popov AI, Karpinskiy MY, Karpinska OD. Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the resection of one-three vertebrae. Trauma. 2022;18(5):95-102. DOI: [10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125](https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125).
25. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2008;1(1):30-42. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2007.07.001](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001).
26. Krishnan RH, Devanandh V, Brahma AK, Pugazhenth S. Estimation of Mass Moment of Inertia of Human Body, when Bending Forward, for the Design of a Self-Transfer Robotic Facility. Journal of Engineering Science and Technology. 2016;11(2):166-176.
27. Rao SS. The Finite Element Method in Engineering: Fifth Edition. Elsevier Science: Année de Publication; 2010. 726 p.
28. Kumar K, Zindani D, Davim JP. Mastering Solid Works. Practical Examples. Springer Cham; 2020. 316 p. DOI: [10.1007/978-3-030-38901-7](https://doi.org/10.1007/978-3-030-38901-7).

СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНИЙ АНАЛІЗ ВАРІАНТІВ ТРАСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ДІЛЯНКИ ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОГО ПЕРЕХОДУ ПІСЛЯ РЕЗЕКЦІЇ ХРЕБЦЯ Th12 ПРИ НАХИЛІ ВПЕРЕД

Нехлопочин О. С., Вербов В. В., Чешук Є. В., Карпінський М. Ю., Ярьсько О. В.

Резюме. Ділянка грудо-поперекового переходу хребта завдяки своїм біомеханічним властивостям є найбільш схильною до травматичних ушкоджень. Останні декілька десятиріч характеризуються активним впровадженням в клінічну практику різноманітних варіантів спонділодезу. Проте навіть сучасні методи втручання характеризуються певним відсотком фрагментацій та дислокацій металокопункцій. *Мета.* Визначити напружено-деформований стан моделі поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 при різних варіантах транспедикулярної фіксації при нахилі тулуба вперед. *Об'єкт і методи дослідження.* Нами розроблена математична скінчено-елементна модель ділянки грудо-поперекового відділу хребта людини, яка містила хребці Th9- Th11 та L1- L5. При цьому хребець Th12 був повністю видалений. Модель також включала елементи металокопункцій – міжтілову опору між тілами Th11 та L1 та транспедикулярну систему, що складалась із 8 гвинтів, встановлених в тіла Th10, Th11, L1 та L2. Моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації з використанням коротких та довгих гвинтів, а також з використанням двох поперечних стяжок та без них. Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом згинаючого навантаження 350 Н.

Результати. При дослідженні напружено-деформованого стану моделей найбільш критичні відмінності зареєстровано в зоні входу гвинтів в ніжки дуг хребців та безпосередньо в транспедикулярних гвинтах. При використанні коротких гвинтів та при відсутності поперечних стяжок максимальні напруження в ніжках дуг хребців Th10, Th11, L1 та L2 становлять відповідно 2,6 МПа, 1,9 МПа, 5,4 та 6,6 МПа. При використанні довгих гвинтів без стяжок – 5,1 МПа, 2,3 МПа, 10,2 МПа та 12,7 МПа відповідно. Модель із короткими гвинтами та стяжками демонструє 2,3 МПа, 1,7 МПа, 3,4 МПа та 5,9 МПа, в той час як застосування довгих гвинтів зі стяжками – 2,7 МПа, 2,0 МПа, 3,4 МПа та 4,8 МПа відповідно. При аналізі навантаження на гвинтах біомеханічно найбільш доцільною є модель із короткими гвинтами та поперечними стяжками, що демонструє показники 15,2 МПа, 13,5 МПа, 5,5 МПа та 26,2 МПа для гвинтів в тілах Th10, Th11, L1 та L2 відповідно.

Висновки. При нахилі тулуба вперед використання поперечних стяжок дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделей незалежно від довжини використаних фіксуючих гвинтів. Використання довгих гвинтів викликає підвищення рівня напружень в тілі хребця T11, навколо всіх фіксуючих гвинтів та на самих гвинтах.

Ключові слова: скінчено-елементна модель, грудо-поперековий перехід, транспедикулярна стабілізація, поперечна стяжка, нахил вперед.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THORACOLUMBAR JUNCTION TRANSPEDICULAR FIXATION VARIANTS AFTER RESECTION OF THE TH12 VERTEBRA WHILE FORWARD BENDING

Nekhlopochn O. S., Verbov V. V., Cheshuk I. V., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.

Abstract. The zone of the thoracolumbar junction of the spine is the most prone to traumatic injuries due to its biomechanical properties. The last few decades have been characterized by the active introduction into clinical practice of various types of spondylodesis. However, even modern surgery methods are characterized by a certain percentage of fragmentation and dislocations of metal fusion systems. *Objective.* To study the stress-strain state of the model of the lumbar spine after resection of the Th12 vertebra with different options of transpedicular fixation under flexion load. *Object and research methods.* We developed a mathematical finite-element model of the thoracolumbar section of the human spine, which included the vertebrae Th9-Th11 and L1-L5. The Th12 vertebra was completely removed. The model also included elements of metal fusion system – a vertebral body replacing implant between the Th11 and L1 and a transpedicular system consisting of 8 screws installed in the Th10, Th11, L1 and L2 vertebrae. 4 variants of transpedicular fixation were modeled using short and long screws, as well as with and without two crosslinks. The stress-strain state of the models was studied under the influence of a forward bending load of 350 N.

Results. When studying the stress-strain state of the models, the most critical differences were registered in the area where the screws enter the pedicles of the vertebral arches and in the transpedicular screws themselves. When using short screws without crosslinks, the maximum stresses in the pedicles of the arches of vertebrae Th10, Th11, L1 and L2 are 2.6 MPa, 1.9 MPa, 5.4 and 6.6 MPa, respectively. When using long screws without crosslinks – 5.1 MPa, 2.3 MPa, 10.2 MPa and 12.7 MPa, respectively. The model with short screws and crosslinks shows 2.3 MPa, 1.7 MPa, 3.4 MPa and 5.9 MPa, while the application of long screws with crosslinks shows 2.7 MPa, 2.0 MPa, 3.4 MPa and 4.8 MPa, respectively. When analyzing the load on the screws, the model with short screws and crosslinks is the most appropriate biomechanically, showing values of 15.2 MPa, 13.5 MPa, 5.5 MPa and 26.2 MPa for the screws in the Th10, Th11, L1 and L2 bodies.

Conclusions. When the torso is tilted forward, the use of crosslinks allows to reduce the stress level at all control points of the models, regardless of the length of the used traspedicular screws. The use of long screws causes increased stress levels in the body of the T11 vertebra, around all traspedicular screws and on the screws themselves.

Key words: finite element model, thoracolumbar junction, transpedicular stabilization, crosslink, forward bend

ORCID and contributionship / ORCID кожного автора та їх внесок до статті:

Nekhlopochn O. S.: [0000-0002-1180-6881](https://orcid.org/0000-0002-1180-6881) ^{ABDF}

Verbov V. V.: [0000-0002-3074-9915](https://orcid.org/0000-0002-3074-9915) ^{BE}

Cheshuk I. V.: [0000-0002-8063-2141](https://orcid.org/0000-0002-8063-2141) ^{BE}

Karpinsky M. Yu.: [0000-0002-3004-2610](https://orcid.org/0000-0002-3004-2610) ^{ACDF}

Yaresko O. V.: [0000-0002-2037-5964](https://orcid.org/0000-0002-2037-5964) ^{BC}

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

The authors declare no conflict of interest. / Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhaylo Yuriyovych / Карпінський Михайло Юрійович

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine / ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»

Ukraine, 61024, Kharkiv, 80 Pushkinska str. / Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська 80

Tel.: 0675714863 / Тел.: 0675714863

E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

A – Work concept and design, **B** – Data collection and analysis, **C** – Responsibility for statistical analysis, **D** – Writing the article, **E** – Critical review, **F** – Final approval of the article / **A** – концепція роботи та дизайн, **B** – збір та аналіз даних, **C** – відповідальність за статистичний аналіз, **D** – написання статті, **E** – критичний огляд, **F** – остаточне затвердження статті.

Received 22.11.2022 / Стаття надійшла 22.11.2022 року
Accepted 05.05.2023 / Стаття прийнята до друку 05.05.2023 року

DOI 10.29254/2077-4214-2023-2-169-296-306

UDC [616.6-07:618.1](579.2:579.61)

Starishko O. M., Turitska T. G., Lushchukovych D. Yu.

PATHOGENIC MICROORGANISMS IN THE STRUCTURE OF THE MICROBIOTA OF THE UROGENITAL TRACT OF WOMEN OF REPRODUCTIVE AGE ON THE BACKGROUND OF TOBACCO SMOKING

Oles Honchar Dnipro National University (Dnipro, Ukraine)

oksanason@i.ua

Smoking is a dose-dependent risk factor for bacterial vaginosis. It is also significantly associated with the risk of several sexually transmitted infections in women, including Trichomonas vaginalis, Neisseria gonorrhoeae, and Chlamydia trachomatis. Colonization of the mucous membrane by pathogenic microorganisms is associated with damage to the epithelium of the cervix due to modification of cellular DNA, suppression of local and systemic immune reactions, and a decrease in the number of representatives of the indigenous microflora. It was established that cotinine, the primary metabolite of nicotine, is concentrated in cervical mucus, which suggests that it directly affects the vaginal microbiota. The purpose of the study: to investigate changes in the microbiota of the urogenital tract of women of reproductive age in the Dnipro region, which are caused by pathogenic microorganisms against the background of tobacco smoking. Detection of pathogenic microorganisms in the biological fluid of women of different age groups who smoke and do not smoke using the polymerase chain reaction (PCR) method. Trichomonas vaginalis, Neisseria gonorrhoeae and Chlamydia trachomatis are pathogenic microorganisms, and according to the instructions for the Femoflor Screen screening test system, their detection in samples of biological material is considered a positive result. Diagnosis and identification of these microorganisms were one of the stages of a complex diagnostic examination of women with reproductive system disorders.

Key words: microbiota, urogenital tract, smoking, women, reproductive age, opportunistic pathogens, pathogenic microorganisms.

Connection of the publication with planned research works.

The research was carried out as part of the scientific and technical work of the Department of General Medicine with a course of Physical Therapy on the topic: "Monitoring the state of health of the population of the Dnipropetrovsk region with the analysis of

clinical and laboratory indicators", state registration number 0119U101044.

Introduction.

The vaginal microbiota is one of the essential features of maintaining vaginal homeostasis and providing protection against urogenital infections. But the microbial balance can be disturbed, which leads to various infectious diseases characterized by the