

For the correction of symptomatic treatment, a consultation with a neuropathologist was recommended. Based on the results of the examination, the patient's diagnosis was supplemented and treatment was adjusted. After the corrected treatment, the patient noted a decrease in the intensity of facial pain.

Taking into account the polygamy of symptoms of rhinosinusitis, which include pain in the frontal part of the head, it is sometimes difficult to differentiate the cause of the latter. Therefore, patients with rhinosinusitis, in whom the nature of the pain is not typical, does not correspond to the severity of inflammation of the mucous membrane of the nasal cavity and paranasal sinuses, and is not amenable to treatment, need consultation with related specialists to determine further treatment tactics.

Key words: rhinosinusitis, frontal sinus, maxillary sinus, cluster headache, nasal septum.

ORCID and contributionship:

Moskalyk O. Ye.: [0000-0003-3284-3064](https://orcid.org/0000-0003-3284-3064)^{ABD}

Bilash S. M.: [0000-0002-8351-6090](https://orcid.org/0000-0002-8351-6090)^F

Pronina O. M.: [0000-0002-8242-6798](https://orcid.org/0000-0002-8242-6798)^A

Rudnytska K. I.: [0000-0003-3284-3064](https://orcid.org/0000-0003-3284-3064)^{EF}

Dats I. V.: [0000-0002-0453-2085](https://orcid.org/0000-0002-0453-2085)^A

Haba M. Ye.: [0000-0001-5261-0669](https://orcid.org/0000-0001-5261-0669)^{AE}

Conflict of interest:

The Authors declare no conflict of interest. /

Corresponding author

Rudnytska Khrystyna Ihorivna
Danylo Halytsky Lviv National Medical University
Ukraine, 79010, Lviv, 69 Pekarska str.
Tel.: +380671113077
E-mail: kristinarudnytska@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

Received 23.03.2023

Accepted 28.08.2023

DOI 10.29254/2077-4214-2023-3-170-233-244

UDC 612.76:616.711.5/.6-001-089.22

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

**BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF THORACOLUMBAR JUNCTION UNDER
ROTATIONAL LOADING AFTER DECOMPRESSION-STABILIZATION SURGERY**

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

Internal fixation is the most common method of surgical correction of most traumatic spinal injuries. The introduction of telescopic body replacement implants into clinical practice has significantly optimised the surgical treatment of fractures of the thoracolumbar junction, but the biomechanical features of such stabilisation have been little studied. This study aimed to conduct a detailed analysis of the load distribution in the simulation of resection of the Th12 vertebral body with its subsequent replacement with interbody support and additional stabilisation with an 8-screw transpedicular system. One of the most biomechanical unfavourable loading variants, rotational impact, was studied. The analysis was carried out using a finite element model developed in the biomechanics laboratory of the State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine". Different variants of transpedicular fixation were considered: using standard monocortical transpedicular screws or elongated bicortical screws. In addition, the effect of the presence of two transverse rod-to-rod ties was studied. As a result of the analysis, it was found that under rotational loads, the greatest stress is concentrated on the interbody support and the vertebral closure plates in contact with it. At the same time, the inclusion of 2 transverse ties in the stabilising transpedicular system allows for a significant normalisation of the load distribution, reducing the critical stress in the most vulnerable areas. At the same time, the use of long bicortical screws does not have a significant effect on the stress-strain state. The obtained results should be evaluated in combination with the analysis of other loading patterns to identify the most biomechanically favourable and stable variant of surgical intervention.

Key words: thoracolumbar junction, traumatic injury, transpedicular fixation, body resection, rotational loading.

Connection of the publication with planned research works.

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

Introduction.

Internal fixation is a common surgical method for correcting most traumatic spinal injuries [1]. The surgical approach (anterior, posterior or combined), the expediency and extent of resection of damaged bone structures, the type of stabilisation systems used and the length of fixation are determined individually, considering several factors: the nature of the injury; anatomical area; simplicity, safety and convenience of surgical access; material and technical support of the healthcare facility; economic feasibility; prognosis of regression of neurological dysfunction, if any; surgeon's preferences, etc. [2, 3]. Considering the principle of achieving maximum surgical efficiency with minimal surgical trauma, in most cases, posterior approaches are used for traumatic injuries of the supraaxial level of the cervical spine and the thoracolumbar junction (TLJ). In contrast, anterior approaches are advisable for the subaxial level of the cervical spine [4]. Attempts to extrapolate anterior approaches, which are used mainly for oncological lesions of the thoracolumbar vertebrae, to traumatic injuries are controversial and are not widely used in clinical practice [5].

Depending on the severity of the vertebral body collapse, it causes spinal canal compression, injury instability and disruption of the spinal axis. These consequences of trauma lead to the classic triad of tasks that a spinal surgeon must solve: decompression, reconstruction, and stabilisation. After R.Roy-Camille's active introduction of transpedicular stabilisation in 1986, this method has become a standard in the surgery of traumatic injuries of the thoracolumbar spine, which allows for a certain degree of axis correction and fixation rigidity, which contributes to an increase in the speed of formation and effectiveness of spondylosis [6]. The length of fixation and some technical aspects of its implementation are determined mainly by two factors: the degree and nature of osteoligamentous lesions and the anatomical region of the spine that requires surgical correction. It is known that most spinal injuries are indirect. Thus, the impact of a traumatic factor on the spine leads to damage to its most biomechanically vulnerable areas, mainly the cervical spine and the TLJ [7]. It determines the technical features of performing

a posterior transpedicular fusion of the TLJ [8]. For a long time, "long" (at least eight screws) transpedicular fixation was the standard for any lesions of the TLJ requiring metal fusion [9]. The progressive increase in the number of surgical interventions and the economic component of the medical service provided gradually lead to attempts to minimise the number of consumables used and, accordingly, to limit the short fixation of the damaged spinal segment [10, 11]. A literature review revealed publications by various authors demonstrating the biomechanical capability of 4-screw and 6-screw transpedicular stabilisation of the TLJ site in type A2 and A3 injuries, while the use of these methods in injuries accompanied by distinct destructive changes in the osteo-ligamentous structures of the injured spinal-motor segment often leads to fragmentation or dislocation of metal structures [12-14].

Total or subtotal removal of the body of the damaged vertebra with significant fragmentation and dislocation of fragments is an effective method that, combined with posterior decompression and stabilisation, allows for solving the three surgical tasks mentioned above. The active introduction of telescopic body replacement implants into practical health care has made it possible to significantly simplify this intervention stage from the posterior surgical approach [15]. The nature of the load distribution on the elements of the metal structure and bone structures, which is critical for determining the stability of the fixed spine, is poorly understood in these surgical interventions. In our previous publications, we discussed the biomechanical characteristics of a stabilised TLJ fragment under flexion and extension loads in resectioning the Th12 vertebral body [16, 17]. This article is devoted to studying the loading characteristics of bone structures and metalwork elements under rotational impact.

The aim of the study.

To determine the stress-strain state of the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae with different variants of transpedicular fixation under the influence of rotational load.

Object and research methods.

A mathematical finite-element model of the human thoracolumbar spine (vertebrae Th9-Th11 and L1-L5, vertebra Th12 removed) was developed in the Biomechanics Laboratory of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, and metal structures, such as interbody support and transpedicular stabilisation system, were considered. A detailed description and characteristics of the model are given in previous publications [16, 17].

We simulated four variants of transpedicular fixation using short fixation screws and long screws passing through the inner cortical layer of the vertebral body, as well as two transverse ties and without them (fig. 1).

In the modelling, the material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with quadratic approximation was chosen as a finite element. The mechanical properties of biological tissues (cortical and cancellous bone, intervertebral discs) for mathematical modelling were chosen ac-

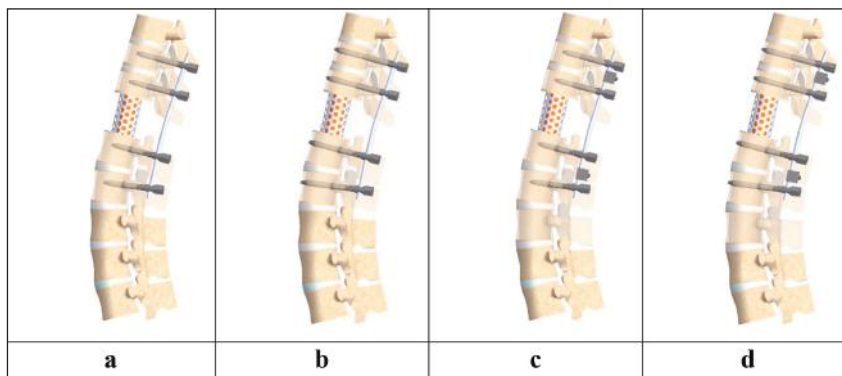


Figure 1 – Models with different options for transpedicular fixation: a – short screws without cross ties; b – long screws without cross ties; c – short screws with cross ties; d – long screws with cross ties.

cording to [18-21]. The material of the elements of metal structures is titanium. The mechanical characteristics of artificial materials were selected according to the technical literature [22]. The following characteristics were used for analysis: E – elastic modulus (Young's modulus), ν – Poisson's ratio. Data on the mechanical characteristics of the materials are given in **table 1**.

We studied the stress-strain state of the models under the influence of rotational loading. For this purpose, a torque of 10 Nm was applied to the body of the Th9 vertebra. The model was rigidly fixed along the distal surface of the L5 vertebral disc. The loading scheme of the models is shown in **fig. 2a**.

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

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

For the convenience of studying changes in the models' stress-strain state depending on the transpedicular fixation method, the stress value was determined at the control points (**fig. 2b, c**).

The stress-strain state of the models was studied using the finite element method. The criterion for assessing the stress state of the models was the Mises stress [23]. The modelling was performed using the SolidWorks computer-aided design system (Dassault Systemes, France). The stress-strain state of the models was calculated using the CosmosM software package [24].

Research results and their discussion.

At the first stage of the study, the stress-strain state of the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae under the action of a rotational load was investigated. Short screws without transverse ties were used for transpedicular fixation. **Fig. 3** shows the stress distribution in the model.

When torsional loads were applied to the model with transpedicular fixation with short screws without transverse ties, the maximum stress in the bone tissue was observed in contact between the vertebral bodies and the interbody support. The highest stress values (19.7 MPa) were recorded on the upper surface of the L1 vertebra, while on the lower surface of the Th11 vertebral body, the stress value was about 10.0 MPa. In the vertebral bodies, the maximum stress value (8.9 MPa) was recorded in the body of the L2 vertebra, and the minimum (4.2 MPa) in the

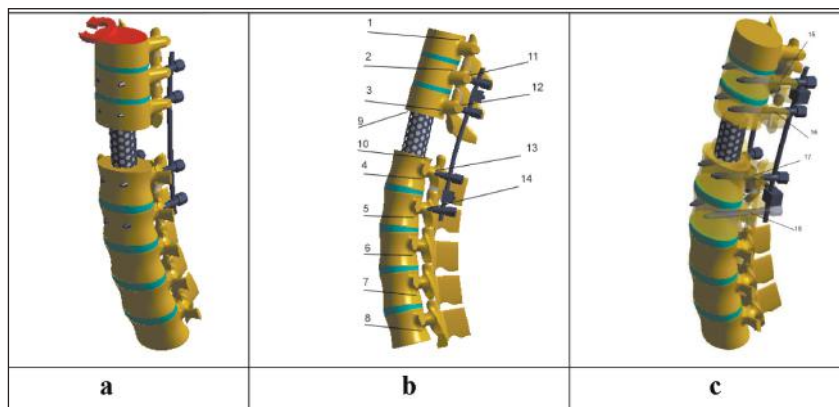


Figure 2 – Model loading diagram (a) and location of control points (b, c). Designations: 1 – vertebral body Th9; 2 – vertebral body Th10; 3 – vertebral body Th11; 4 – vertebral body L1; 5 – vertebral body L2; 6 – vertebral body L3; 7 – vertebral body L4; 8 – vertebral body L5; 9 – lower closure plate of the vertebral body Th11; 10 – upper closure plate of the vertebral body L1; 11 – entry of screws into the arch of the vertebra Th10; 12 – entry of screws into the arch of the vertebra Th11; 13 – entry of screws into the arch of the L1 vertebra; 14 – entry of screws into the arch of the L2 vertebra; 15 – screws in the body of the L10 vertebra; 16 – screws in the body of the L11 vertebra; 17 – screws in the body of the L1 vertebra; 18 – screws in the vertebral body of L2; 19 – ties between the screws in the vertebral bodies of Th10 and Th11; 20 – ties between the screws in the vertebral bodies of L1-L2; 21 – interbody support.

body of the Th11 vertebra. Around the fixation screws, the maximum stress was recorded in the L1 vertebra (4.8 MPa). Of the metal structural elements, the interbody support had the highest stress value (66.4 MPa), while the fixation screws in the Th10 vertebrae had 24.2 MPa and in the L1 vertebrae 28.5 MPa. Also, a significant level of stress (16.5 and 19.2 MPa) was recorded on the screws in the L2 and Th11 vertebrae, respectively.

The use of long transpedicular screws without transverse ties under torsional loads leads to a slight decrease in stresses in the vertebral bodies of the thoracic spine, which is compensated by a slight increase in stresses in the vertebral bodies of the lower spine (**fig. 4**). Compared to the model of transpedicular fixation with short screws, the change in stresses did not exceed 5% in both bone and metal elements of the model. A slight decrease in the stress level was recorded in all elements of the transpedicular structure.

The effect of transverse ties on the stress distribution in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebra under torsional loading was investigated (**fig. 5**).

According to the modelling results, the use of transverse ties in combination with short screws under torsional loads reduces the stress level at all control points of the models. The most significant changes were recorded in the transpedicular structure elements. Thus, the stress in the interbody support decreased to 62.9 MPa, and on

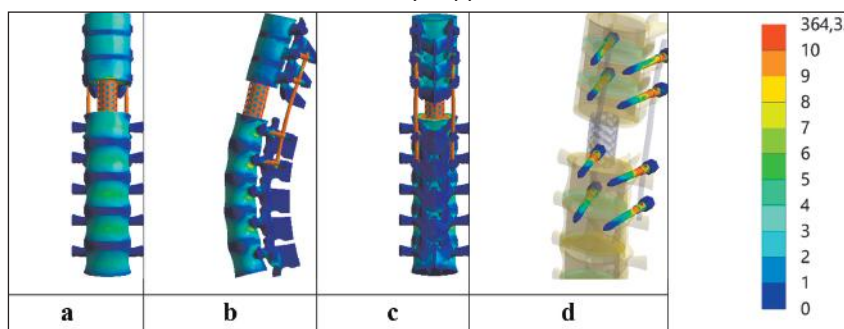


Figure 3 – Stress distribution in a model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae under the influence of rotational load. Transpedicular fixation with short screws without transverse ties: a – frontal view; b – side view; c – rear view; d – screws.

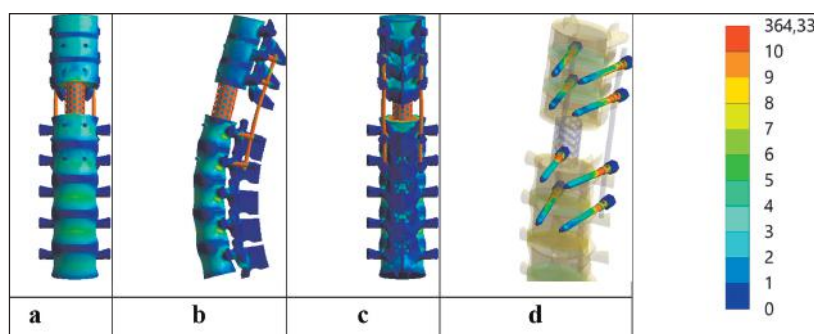


Figure 4 – Stress distribution in a model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae under torsional loading. Transpedicular fixation with long screws without transverse ties: a – frontal view; b – lateral view; c – posterior view; d – screws.

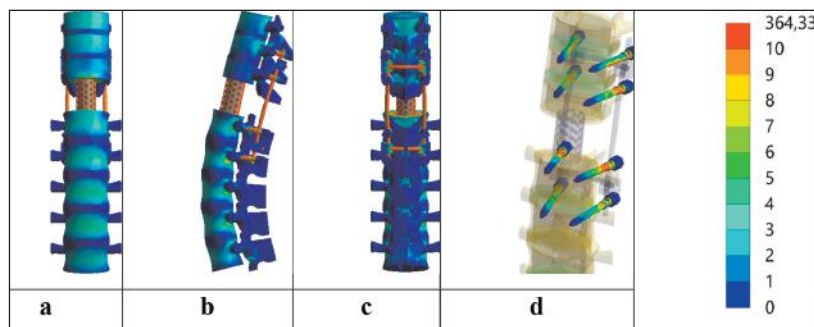


Figure 5 – Stress distributions in the model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae under torsional loading. Transpedicular fixation with short screws with transverse ties: a – frontal view; b – lateral view; c – posterior view; d – screws.

Table 2 – Torsional stresses in models of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae with different variants of transpedicular fixation

Control points		Stress, MPa			
		Model without ties		Model with ties	
No	area	short screws	long screws	short screws	long screws
1	Vertebral body Th9	4,8	4,8	4,8	4,8
2	Vertebral body Th10	5,3	4,6	4,9	4,2
3	Vertebral body Th11	4,2	4,3	3,7	3,8
4	Vertebral body L1	7,6	7,7	6,4	6,5
5	Vertebral body L2	8,9	8,8	8,5	8,4
6	Vertebral body L3	8,6	8,7	6,3	7,1
7	Vertebral body L4	8,2	8,7	6,5	6,9
8	Vertebral body L5	4,9	4,5	4,4	4,2
9	Lower closure plate of vertebra Th11	10,9	11,7	10,1	10,5
10	Upper closure plate of vertebra L1	19,7	19,0	18,0	17,8
11	Entry of screws into the vertebral arch Th10	2,7	2,4	2,3	1,6
12	Screw entry into the vertebral arch Th11	3,9	4,2	2,7	2,9
13	Screw entry into the vertebral arch L2	4,8	5,2	4,5	4,9
14	Screw entry into the vertebral arch L3	2,1	2,3	1,7	1,6
15	Screws in the vertebral body Th10	24,2	22,3	21,4	21,2
16	Screws in the vertebral body Th11	16,5	15,0	14,6	12,3
17	Screws in the vertebral body L1	28,5	28,1	25,1	24,7
18	Screws in the vertebral body L2	19,2	18,7	18,2	17,3
19	Ties between the screws in the vertebral bodies Th10 and Th11	–	–	25,8	21,2
20	Ties between the screws in the vertebral bodies L1 and L2	–	–	26,7	24,8
21	Interbody support	66,4	66,3	62,9	61,2

the upper fixation screws – to 21.4 and 14.6 MPa in the vertebrae Th10 and Th11, respectively. The stress on the upper and lower ties was 25.8 and 26.7 MPa, respectively.

The use of transverse ties in combination with long fixation screws under rotational loads led to a decrease in stress at all control points of the model compared to transpedicular fixation with long screws without ties (fig. 6). The stress values were slightly higher than in the model of transpedicular fixation with short screws with transverse ties, but the difference did not exceed 5%.

The data on the stress value at all control points of the models for all variants of transpedicular fixation are given in table 2.

Comparison of the torsional stresses on the bone elements of the models of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae with different variants of transpedicular fixation (fig. 7) revealed that transverse ties exerted the greatest influence on the stress distribution in the models, while the difference between short and long screws was very insignificant.

The diagram shown in fig. 8 allows comparing the stress values at the control points on the elements of the metal structures of the models. The data analysis shows that the interbody support receives a load that is more than 2 times higher than that recorded on other components of the implanted system.

The results obtained are generally consistent with the data presented in a few publications by other authors. Thus, Y. Han et al., in a similar design of biomechanical modelling, found that rotational loads cause the formation of maximum stresses on the elements of the body replacement structure and the bone structures in contact with it [25]. This phenomenon is the main cause of interbody support failure of the vertebral body adjacent to the resected vertebrae. M.M. Panjabi et al., based on the results of studying the biomechanical stability of explosive fractures of the TLJ on cadaveric material, found that the most pronounced is rotational instability [26]. Compared to other loading patterns, rotation demonstrates relatively low stresses both on the screws of the metal structure and in the area of contact between the screw and the vertebral arch pedicle, which has been confirmed by other authors [27, 28].

Conclusions.

The data obtained indicate that the rotational load of the stabilised area of the TLJ causes the maximum stresses on the body replacement implant and the vertebral closure plates in contact with it. The use of transverse ties provides a significant load reduction both in the most critical areas of the model and, in general, optimising load distribution. The use of bicortical transpedicular screws does not have a biomechanically significant effect on the main load parameters of the model since the maximum load reduction at individual control points does not exceed 5%. This fact and the assessment of the surgical risks of bicortical fixation cast doubt on the feasibility of using this technique, at least in terms of resistance to rotational loading.

Only an integrative analysis of all possible loading patterns of the injured spinal-motor segment, considering the maximum amplitudes, will allow for determining the optimal surgical tactics.

Prospects for further research.

Further research will be devoted to the analysis of the stress-strain state of the models under other loads. Considering clinical relevance, the optimal stabilisation method for the modelled surgical intervention will be determined based on a comprehensive assessment.

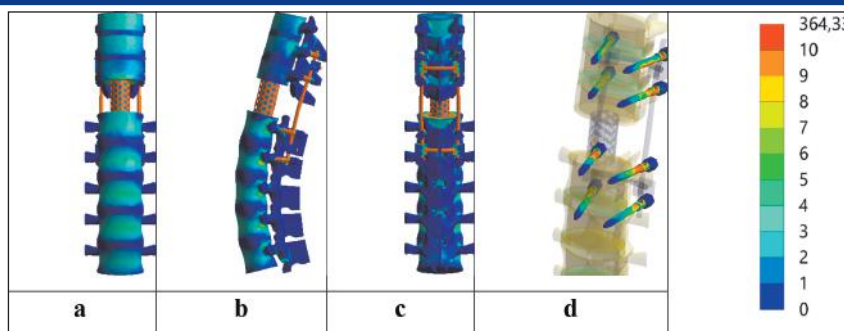


Figure 6 – Stress distribution in a model of the thoracolumbar spine after resection of the Th12 vertebrae under torsional loading. Transpedicular fixation with long screws with transverse ties: a – frontal view; b – lateral view; c – posterior view; d – screw.

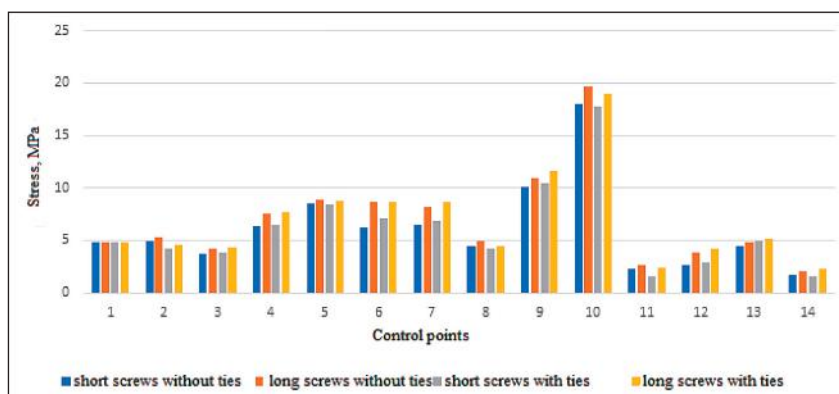


Figure 7 – Stress value at the control points on the bone elements of the models.

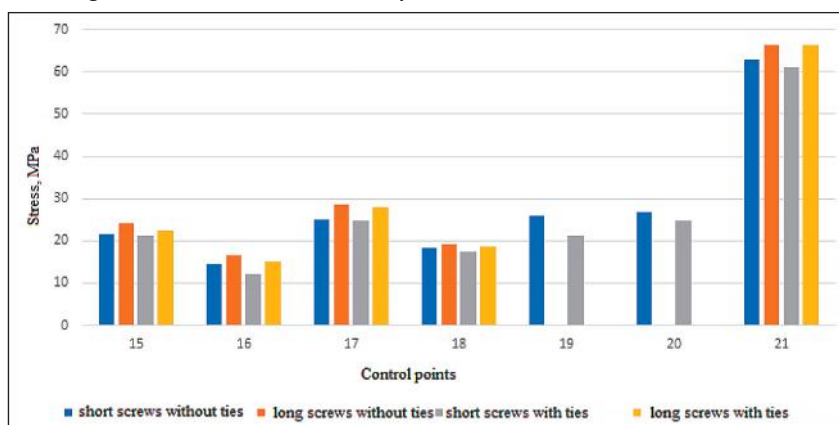


Figure 8 – Stress value at the control points on the metal construction elements of the models.

DOI 10.29254/2077-4214-2023-3-170-233-244

УДК 612.76:616.711.5/.6-001-089.22

¹Нехлопочин О. С., ¹Вербов В. В., ¹Чешук Є. В., ²Карпінський М. Ю., ²Яресько О. В.

БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОГО ПЕРЕХОДУ ПІД ВПЛИВОМ РОТАЦІЙНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ПІСЛЯ ДЕКОМПРЕСИВНО-СТАБІЛІЗУЮЧОГО ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ

¹ДУ «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

Внутрішня фіксація є найпоширенішим методом хірургічної корекції більшості травматичних ушкоджень хребта. Впровадження в клінічну практику телескопічних тілозамінних імплантатів дозволило значною мірою оптимізувати хірургічне лікування переломів області грудно-поперекового переходу, проте біомеханічні особливості подібної стабілізації вивчені мало. Метою цього дослідження було проведення детального аналізу розподілу навантажень при моделюванні резекції тіла Th12 хребця

з подальшим його заміщенням міжтіловою опорою та додатковою стабілізацією 8-ми гвинтовою транспедикулярною системою. Вивчався один із біомеханічних найбільш несприятливих варіантів навантаження – ротаційний вплив. Аналіз було проведено з використанням кінцево-елементної моделі, розробленої в лабораторії біомеханіки ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Сітенка НАМН України". Розглянуто різні варіанти транспедикулярної фіксації: із застосуванням стандартних монокортикальних транспедикулярних гвинтів або подовжених бікортикальних. Крім того, вивчено вплив наявності двох поперечних стяжок на кшталт "rod-to-rod". В результаті проведеного аналізу встановлено, що при ротаційних навантаженнях найбільша напруга концентрується на міжтіловій опорі, а також замикальних пластинах хребців, що контактують з нею. При цьому включення до стабілізуючої транспедикулярної системи 2-х поперечних стяжок дозволяє значно нормалізувати розподіл навантажень, знизивши критичну напругу на найуразливіших ділянках. У той самий час застосування довгих бікортикальних гвинтів значного впливу напружено-деформований стан не надає. Отримані результати необхідно оцінювати в комплексі з аналізом інших паттернів навантаження з метою виявлення найбільш біомеханічно сприятливого та стабільного варіанта хірургічного втручання.

Ключові слова: грудо-поперековий перехід, травматичне ушкодження, транспедикулярна фіксація, резекція тіла, ротаційне навантаження.

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 хреботно-спинномозковою травмою», державний реєстраційний номер 0119U000110.

Вступ.

Внутрішня фіксація є поширеним методом, який використовують для хірургічної корекції більшості травматичних ушкоджень хребта [1]. Хірургічний доступ (передній, задній або комбінований), доцільність та обсяг резекції пошкоджених кісткових структур, тип використовуваних систем стабілізації та довжину фіксації визначають індивідуально з урахуванням низки чинників: характеру ушкодження; анатомічної зони; простоти, безпечності та зручності хірургічного доступу; матеріально-технічного забезпечення лікувально-профілактичного закладу; економічної доцільності; прогнозу регресу неврологічної дисфункції, якщо така є; уподобань хірурга тощо [2, 3]. З урахуванням принципу досягнення максимальної хірургічної ефективності за мінімальної хірургічної травми у більшості випадків задні доступи використовують при травматичних пошкодженнях супрааксального рівня шийного відділу хребта, а також зони грудо-поперекового переходу (ГПП), тоді як для субаксального рівня шийного відділу хребта доцільно застосовувати передній доступ [4]. Спроби екстраполювати передні доступи, які використовують

ють переважно при онкологічних ураженнях хребців грудо-поперекового відділу, на травматичні ушкодження є дискусійними і не знаходять широкого застосування у клінічній практиці [5].

Колапс тіла хребця залежно від ступеня виразності спричиняє компресію хребтового каналу, нестабільність пошкодження і порушення осі хребта. Ці наслідки травми зумовлюють класичну тріаду завдань, які має вирішити спінальний хірург: декомпресія, реконструкція та стабілізація. Після активного впровадження R. Roy-Camille транспедикулярної стабілізації в 1986 р. цей метод є стандартом у хірургії травматичних ушкоджень грудо-поперекового відділу хребта, що дає змогу певною мірою забезпечити як корекцію осі, так і жорсткість фіксації, що сприяє збільшенню швидкості формування та ефективності спондилодезу [6]. Протяжність фіксації, а також деякі технічні аспекти її виконання визначаються переважно двома чинниками: ступенем та характером остеолігаментозних пошкоджень і анатомічним відділом хребта, що потребує хірургічної корекції. Відомо, що більшість пошкоджень хребта мають непрямий характер. Так, вплив травмувального чинника на хребет призводить до пошкодження його найбільш біомеханічно вразливих ділянок, переважно шийного відділу та ділянки ГПП [7]. Це визначає технічні особливості виконання заднього транспедикулярного спондилодезу ділянки ГПП [8]. Протягом тривалого часу «довга» (щонайменше 8-гвинтова) транспедикулярна фіксація була стандартом для будь-яких пошкоджень ГПП, що потребують металоспондилодезу [9]. Прогресивне збільшення кількості хірургічних втручань та економічна складова медичної послуги, що надається, поступово призводять до спроб мінімізувати кількість використовуваних витратних матеріалів і, відповідно, обмежитися короткою фіксацією пошкодженого сегмента хребта [10, 11]. Аналіз літератури виявив публікації різних авторів, що демонструють біомеханічну спроможність 4-гвинтової та 6-гвинтової транспедикулярної стабілізації ділянки ГПП при ушкодженні типу A2 і A3, тоді

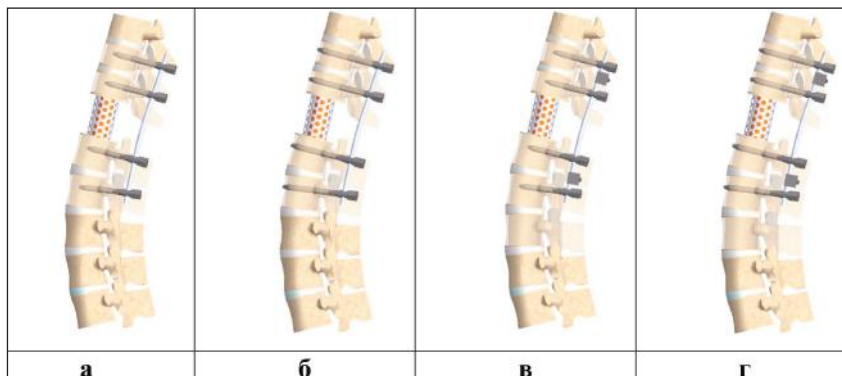


Рисунок 1 – Моделі з різними варіантами транспедикулярної фіксації: а – короткі гвинти без поперечних стяжок; б – довгі гвинти без поперечних стяжок; в – короткі гвинти з поперечними стяжками; г – довгі гвинти з поперечними стяжками.

як використання цих методів при ушкодженнях, що супроводжуються виразними деструктивними змінами остео-лігаментозних структур травмованого хребетно-рухового сегмента, часто призводить до фрагментації або дислокації металоконструкцій [12-14].

Тотальне або субтотальне видалення тіла пошкодженого хребця при значній його фрагментації та дислокації уламків є ефективним методом, що дає змогу в поєднанні із задньою декомпресією та стабілізацією вирішити три зазначені вище хірургічні завдання. Активне впровадження у практичну охорону здоров'я телескопічних тілозамінних імплантатів дало змогу значно спростити виконання цього етапу втручання із заднього хірургічного доступу [15]. Характер розподілу навантаження на елементи метало-конструкції та кісткові структури, що є критичним для визначення стабільності фіксованого відділу хребта, за таких видів хірургічних втручань мало вивчено. У наших попередніх публікаціях розглянуто біомеханічні характеристики стабілізованого фрагмента ГПП під дією флексійних та екстензійних навантажень у разі резекції тіла Th12 хребця [16, 17]. Ця стаття присвячена вивченню особливостей навантаження кісткових структур та елементів метало-конструкції при ротаційному впливі.

Мета дослідження.

Визначити напружено-деформований стан моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 за різних варіантів транспедикулярної фіксації під впливом ротаційного навантаження.

Об'єкт і методи дослідження.

У лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України була розроблена математична скінченно-елементна модель грудо-поперекового відділу хребта людини (хребці Th9-Th11 та L1-L5, хребець Th12 видалено), а також були враховані металоконструкції – міжтілова опора і транспедикулярна система стабілізації. Детальний опис та характеристики моделі наведено в попередніх публікаціях [16, 17].

Моделювали 4 варіанти транспедикулярної фіксації з використанням коротких фіксувальних і довгих гвинтів, які проходять крізь внутрішній кортикальний шар тіла хребця, а також двох поперечних стяжок та без них (рис. 1).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, міжхребцеві диски) для математичного моделювання обрано за даними [18-

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
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

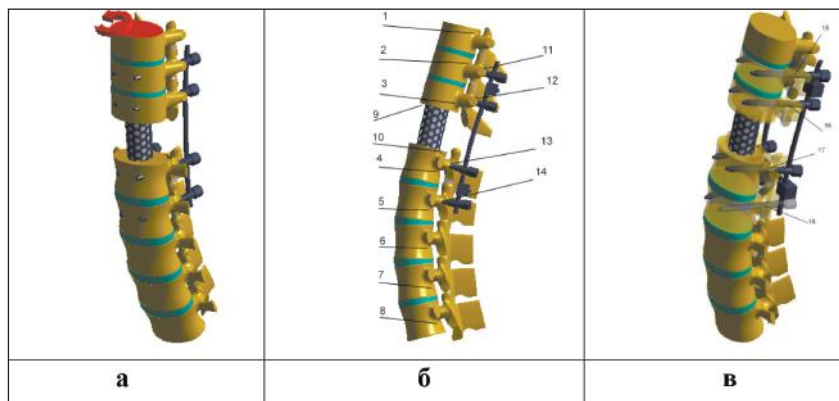


Рисунок 2 – Схема навантаження моделей (а) та розташування контрольних точок (б, в). Позначення: 1 – тіло хребця Th9; 2 – тіло хребця Th10; 3 – тіло хребця Th11; 4 – тіло хребця L1; 5 – тіло хребця L2; 6 – тіло хребця L3; 7 – тіло хребця L4; 8 – тіло хребця L5; 9 – нижня замикальна пластинка тіла хребця Th11; 10 – верхня замикальна пластинка тіла хребця L1; 11 – вхід гвинтів у дугу хребця Th10; 12 – вхід гвинтів у дугу хребця Th11; 13 – вхід гвинтів у дугу хребця L1; 14 – вхід гвинтів у дугу хребця L2; 15 – гвинти у тілі хребця Th10; 16 – гвинти у тілі хребця Th11; 17 – гвинти у тілі хребця L1; 18 – гвинти у тілі хребця L2; 19 – стяжки між гвинтами в тілах хребців Th10 і Th11; 20 – стяжки між гвинтами в тілах хребців L1-L2; 21 – міжтілова опора.

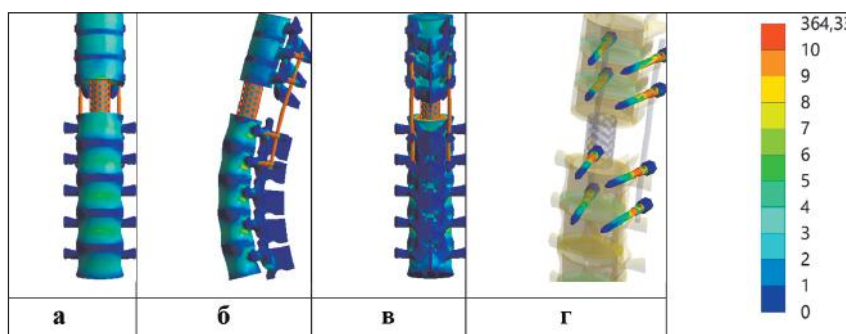


Рисунок 3 – Розподіл напруження у моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом ротаційного навантаження. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами без поперечних стяжок: а – вигляд спереду; б – вигляд збоку; в – вигляд ззаду; г – гвинти.

21]. Матеріал елементів метало-конструкцій – титан. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [22]. Для аналізу використовували такі характеристики, як Е – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведено в табл. 1.

Досліджували напружено-деформований стан моделей під впливом ротаційного навантаження. Для цього до тіла хребця Th9 прикладали крутий момент 10 Нм. Уздовж дистальної поверхні диска хребця L5 модель була жорстко закріплена. Схема навантаження моделей наведена на рис. 2а.

Для зручності дослідження змін напружено-деформованого стану моделей залежно від способу транспедикулярної фіксації величину напруження визначали на контрольних точках (рис. 2б, в).

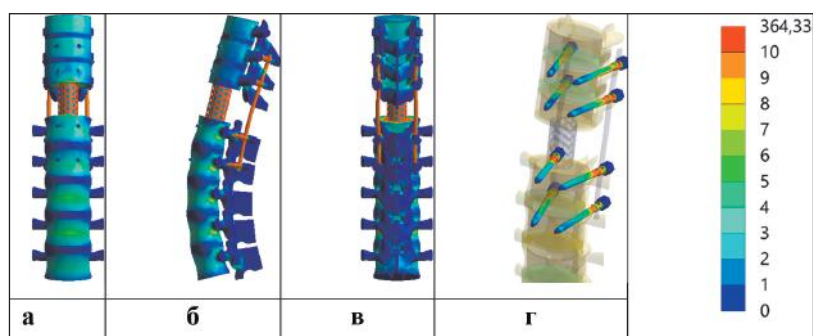


Рисунок 4 – Розподіл напруження у моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження на кручення. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами без поперечних стяжок: а – вигляд спереду; б – вигляд збоку; в – вигляд ззаду; г – гвинти.

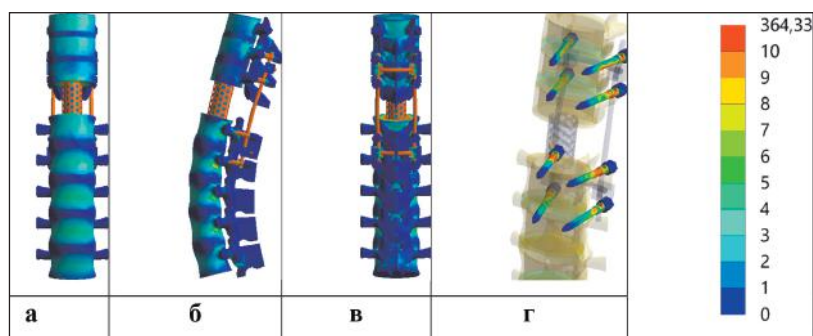


Рисунок 5 – Розподілу напруження в моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження на кручення. Транспедикулярна фіксація короткими гвинтами з поперечними стяжками: а – вигляд спереду; б – вигляд збоку; в – вигляд ззаду; г – гвинти.

Таблиця 2 – Напруження під впливом навантаження на кручення у моделях грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 за різних варіантів транспедикулярної фіксації

Контрольні точки		Напруження, МПа			
		Модель без стяжок		Модель зі стяжками	
№	зона	короткі гвинти	довгі гвинти	короткі гвинти	довгі гвинти
1	Тіло хребця Th9	4,8	4,8	4,8	4,8
2	Тіло хребця Th10	5,3	4,6	4,9	4,2
3	Тіло хребця Th11	4,2	4,3	3,7	3,8
4	Тіло хребця L1	7,6	7,7	6,4	6,5
5	Тіло хребця L2	8,9	8,8	8,5	8,4
6	Тіло хребця L3	8,6	8,7	6,3	7,1
7	Тіло хребця L4	8,2	8,7	6,5	6,9
8	Тіло хребця L5	4,9	4,5	4,4	4,2
9	Нижня замикальна пластинка хребця Th11	10,9	11,7	10,1	10,5
10	Верхня замикальна пластинка хребця L1	19,7	19,0	18,0	17,8
11	Вхід гвинтів у дугу хребця Th10	2,7	2,4	2,3	1,6
12	Вхід гвинтів у дугу хребця Th11	3,9	4,2	2,7	2,9
13	Вхід гвинтів у дугу хребця L2	4,8	5,2	4,5	4,9
14	Вхід гвинтів у дугу хребця L3	2,1	2,3	1,7	1,6
15	Гвинти в тілі хребця Th10	24,2	22,3	21,4	21,2
16	Гвинти в тілі хребця Th11	16,5	15,0	14,6	12,3
17	Гвинти в тілі хребця L1	28,5	28,1	25,1	24,7
18	Гвинти в тілі хребця L2	19,2	18,7	18,2	17,3
19	Стяжки між гвинтами в тілах хребців Th10 та Th11	–	–	25,8	21,2
20	Стяжки між гвинтами в тілах хребців L1 та L2	–	–	26,7	24,8
21	Міжтілова опора	66,4	66,3	62,9	61,2

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням методу скінченних елементів. Критерієм оцінки напруженого стану моделей було напруження за Мізесом [23]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks (Dassault Systemes, Франція). Розрахунки напружено-деформованого стану моделей здійснювали за допомогою програмного комплексу CosmosM [24].

Результати дослідження та їх обговорення.

На першому етапі дослідження вивчено напружено-деформований стан моделі грудно-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 при дії ротаційного навантаження. Для транспедикулярної фіксації використано короткі гвинти без поперечних стяжок. На рис. 3 зображено розподіл напруження у моделі.

При крутильних навантаженнях на модель із транспедикулярною фіксацією короткими гвинтами без поперечних стяжок спостерігали максимальне напруження в кістковій тканині в ділянці контакту між тілами хребців і міжтіловою опорою. Найбільші значення напруження (19,7 МПа) зафіксовано на верхній поверхні тіла хребця Th11 величина напруження становила близько 10,0 МПа. У тілах хребців максимальне значення напруження (8,9 МПа) зареєстрували в тілі хребця L2, а мінімальне (4,2 МПа) – в тілі хребця Th11. Навколо фіксуювальних гвинтів максимальне напруження відзначене в хребці L1 (4,8 МПа). Із елементів металевої конструкції міжтілова опора мала найвище значення напруження (66,4 МПа), тоді як фіксувальні гвинти в хребці Th10 – 24,2 МПа, у хребці L1 – 28,5 МПа. Також значний рівень напружень (16,5 та 19,2 МПа) зареєстрували на гвинтах у хребцях L2 і Th11 відповідно.

Використання довгих транспедикулярних гвинтів без поперечних стяжок при навантаженнях на кручення призводить до незначного зниження напружень у тілах хребців грудного відділу, яке компенсується незначним збільшенням напружень у тілах хребців нижнього відділу хребта (рис. 4). Порівняно з моделлю транспедикулярної фіксації короткими гвинтами зміна величини напружень не перевищувала 5% як у кісткових, так і в металевих елементах моделі. В усіх елементах транспедикулярної

конструкції зафіксували незначне зниження рівня напруження.

Досліджено вплив поперечних стяжок на розподіл напруження у моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження на кручення (рис. 5).

Як показали результати моделювання, використання поперечних стяжок у комбінації з короткими гвинтами при навантаженні на кручення знижує рівень напруження в усіх контрольних точках моделей. Найбільші зміни зафіксовано в елементах транспедикулярної конструкції. Так, напруження в міжтіловій опорі знижувалося до 62,9 МПа, на верхніх фіксувальних гвинтах – до 21,4 і 14,6 МПа в хребцях Th10 та Th11 відповідно. Напруження на верхній і нижній стяжках становило 25,8 та 26,7 МПа відповідно.

Використання поперечних стяжок у комбінації з довгими фіксувальними гвинтами при ротаційних навантаженнях призвело до зниження напруження в усіх контрольних точках моделі порівняно з транспедикулярною фіксацією довгими гвинтами без стяжок (рис. 6). Показники напруження були дещо вищими, ніж у моделі транспедикулярної фіксації короткими гвинтами з поперечними стяжками, але різниця не перевищувала 5%.

Дані про величину напруження в усіх контрольних точках моделей за всіх варіантів транспедикулярної фіксації наведено в табл. 2.

Порівняння показників напруження під впливом навантаження на кручення на кісткових елементах моделей грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 за різних варіантів транспедикулярної фіксації (рис. 7) виявило, що найбільший вплив на розподіл напружень у моделях мали поперечні стяжки, тоді як різниця між короткими та довгими гвинтами була дуже незначною.

Діаграма, наведена на рис. 8, дає змогу порівняти величини напружень у контрольних точках на елементах металевих конструкцій моделей. Аналіз даних демонструє, що саме міжтілова опора отримує навантаження, що більш ніж в 2 рази перевищує таке, що фіксується на інших компонентах імплантованої системи.

Отримані результати загалом узгоджуються з даними, наведеними у нечисленних публікаціях інших авторів. Так, Y. Nan і співавт. при проведенні схожого за дизайном біомеханічного моделювання виявили,

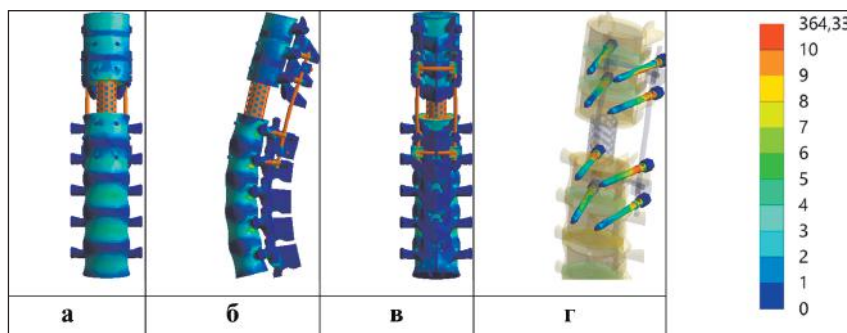


Рисунок 6 – Розподіл напруження в моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 під впливом навантаження на кручення. Транспедикулярна фіксація довгими гвинтами з поперечними стяжками: а – вигляд спереду; б – вигляд збоку; в – вигляд ззаду; г – гвинт.

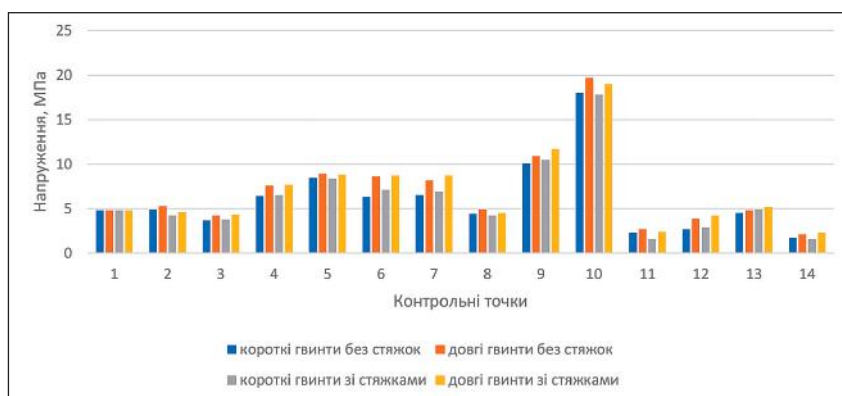


Рисунок 7 – Величина напруження в контрольних точках на кісткових елементах моделей.

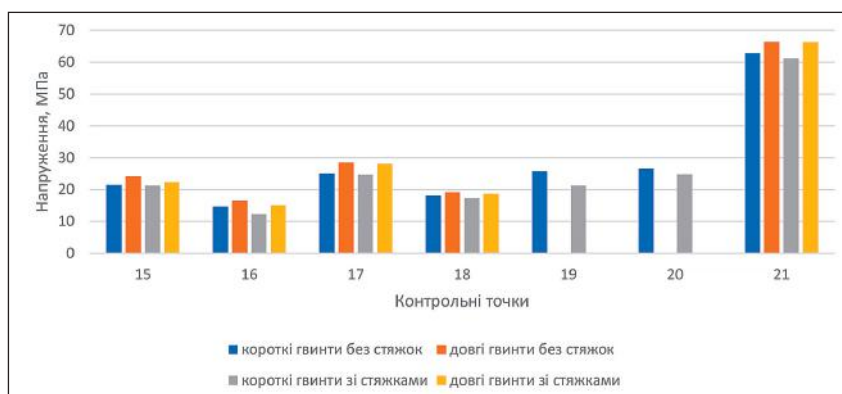


Рисунок 8 – Величина напруження в контрольних точках на елементах металевих конструкцій моделей.

що ротаційні навантаження спричиняють формування максимального напруження на елементах тілозамінної конструкції та кісткових структурах, що з нею контактують [25]. Таке явище є основною причиною пролабування міжтілової опори тіла хребців, суміжних з резектованим. М.М. Panjabi та співавт. на підставі результатів вивчення біомеханічної стабільності вибухових переломів ділянки ГПП на кадаверному матеріалі виявили, що найвиразнішою є ротаційна нестабільність [26]. Порівняно з іншими патернами навантаження ротація демонструє відносно низькі показники напруження як на гвинтах металоконструкції, так і в зоні контакту гвинта з ніжкою дуги хребців, що підтверджено іншими авторами [27, 28].

Висновки.

Отримані дані свідчать, що ротаційне навантаження стабілізованої ділянки ГПП зумовлює максимальні показники напруження на тілозамінному імпланті.

лантаті та замикальних пластинках хребців, що з ним контактують. Застосування поперечних стяжок забезпечує досить значне зниження навантаження як на найбільш критичних ділянках моделі, так і в цілому, оптимізуючи розподіл навантаження. Використання бікортикальних транспедиккулярних гвинтів не має біомеханічно значущого впливу на основні показники навантаження моделі, оскільки максимальне зниження навантаження в окремих контрольних точках не перевищує 5 %. Цей факт разом з оцінкою хірургічних ризиків застосування бікортикальної фіксації ставить під сумнів доцільність використання зазначеної методики, принаймні щодо опору ротаційному навантаженню.

Лише інтегративний аналіз усіх можливих патернів навантаження травмованого хребетно-рухового сегмента з урахуванням максимальних амплітуд дасть змогу визначити оптимальну хірургічну тактику.

Перспективи подальших досліджень.

Подальші дослідження будуть присвячені аналізу напружено-деформованого стану моделей за інших навантажень. На підставі комплексної оцінки з урахуванням клінічної значущості буде визначено оптимальний метод стабілізації для хірургічного втручання, що моделюється.

References / Література

1. Aebi M. Transpedicular fixation: Indication, techniques and complications. *Current Orthopaedics*. 1991;5(2):109-116. DOI: [10.1016/0268-0890\(91\)90053-3](https://doi.org/10.1016/0268-0890(91)90053-3).
2. Ren EH, Deng YJ, Xie QQ, Li WZ, Shi WD, Ma JL, et al. Anterior versus posterior decompression for the treatment of thoracolumbar fractures with spinal cord injury: a Meta-analysis. *Zhongguo Gu Shang*. 2019;32(3):269-277. DOI: [10.3969/j.issn.1003-0034.2019.03.015](https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2019.03.015).
3. Zhu C, Wang B, Yin J, Liu XH. A comparison of three different surgery approaches and methods for neurologically intact thoracolumbar fractures: a retrospective study. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2021;16(1):306. DOI: [10.1186/s13018-021-02459-6](https://doi.org/10.1186/s13018-021-02459-6).
4. Dobson GP. Trauma of major surgery: A global problem that is not going away. *International journal of surgery (London, England)*. 2020;81:47-54. DOI: [10.1016/j.ijsu.2020.07.017](https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2020.07.017).
5. 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).
6. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;203:7-17.
7. Gomeksiz C. Thoracolumbar Fractures: A Review of Classifications and Surgical Methods. *Journal of Spine*. 2015;04(04):250. DOI: [10.4172/2165-7939.1000250](https://doi.org/10.4172/2165-7939.1000250).
8. Rajasekaran S, Kanna RM, Shetty AP. Management of thoracolumbar spine trauma: An overview. *Indian J Orthop*. 2015;49(1):72-82. DOI: [10.4103/0019-5413.143914](https://doi.org/10.4103/0019-5413.143914).
9. Sharif S, Zileli M. Introduction to Thoracolumbar Spine Fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurospine*. 2021;18(4):651-653. DOI: [10.14245/ns.2143240.620](https://doi.org/10.14245/ns.2143240.620).
10. Chisholm D, Stancio AE, Tan Torres Edejer T, Evans DB. Economic impact of disease and injury: counting what matters. *BMJ (Clinical research ed)*. 2010;340:c924. DOI: [10.1136/bmj.c924](https://doi.org/10.1136/bmj.c924).
11. Weiser TG, Regenbogen SE, Thompson KD, Haynes AB, Lipsitz SR, Berry WR, et al. An estimation of the global volume of surgery: a modelling strategy based on available data. *Lancet (London, England)*. 2008;372(9633):139-144. DOI: [10.1016/S0140-6736\(08\)60878-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60878-8).
12. Aly TA. Short Segment versus Long Segment Pedicle Screws Fixation in Management of Thoracolumbar Burst Fractures: Meta-Analysis. *Asian Spine J*. 2017;11(1):150-160. DOI: [10.4184/asj.2017.11.1.150](https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.1.150).
13. Galbusera F, Volkheimer D, Reitmaier S, Berger-Roscher N, Kienle A, Wilke HJ. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *Eur Spine J*. 2015;24(5):1005-1016. DOI: [10.1007/s00586-015-3768-6](https://doi.org/10.1007/s00586-015-3768-6).
14. 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).
15. Mishra A, Agrawal D, Gupta D, Sinha S, Satyarthi GD, Singh PK. Traumatic spondylolysis: a series of 20 patients. *J Neurosurg Spine*. 2015;22(6):647-652. DOI: [10.3171/2014.10.SPINE1440](https://doi.org/10.3171/2014.10.SPINE1440).
16. Nekhlopochny O, Verbov V, Cheshuk I, Karpinsky M, Yaresko O. Mathematical Modeling of Variants of Transpedicular Fixation at the Thoracolumbar Junction after ThXII Vertebrectomy during Trunk Backward Bending. *Orthopaedics Traumatology and Prosthetics*. 2023;2:43-49. DOI: [10.15674/0030-59872023243-49](https://doi.org/10.15674/0030-59872023243-49).
17. Nekhlopochny OS, Verbov VV, Cheshuk IV, Karpinsky MY, Yaresko OV. Finite Element Analysis of Thoracolumbar Junction Transpedicular Fixation Variants after Resection of the Th12 Vertebra While Forward Bending. *Bulletin of Problems Biology and Medicine*. 2023;169(2):281-296. DOI: [10.29254/2077-4214-2023-2-169-281-296](https://doi.org/10.29254/2077-4214-2023-2-169-281-296).
18. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 p.
19. Boccaccio A, Pappalardo C., Vlacik Klika editor. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. 5th, ed. Theoretical Biomechanics; 2011. 416 p.
20. Nekhlopochny A, Nekhlopochny 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. *Hirurgiia pozvonocznika*. 2017;14(1):37-45. DOI: [10.14531/ss2017.1.37-45](https://doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45).
21. Radchenko VA, Kutsenko VA, Popov AI, Karpinsky MY, Karpinska OD. Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the rejection of one-three vertebrae. *Trauma*. 2017;18(5):95-102. DOI: [10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125](https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125).
22. 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).
23. Zenkevich OK. *Metod konechnykh elementov v tekhnike*. Moskva: Mir; 1975. 271 s.
24. Alyamovskiy A. COSMOSWorks. *Osnovy rascheta konstruktivnykh v srede SolidWorks*: LitRes; 2022. 432 s.
25. Han Y, Wang X, Wu J, Xu H, Zhang Z, Li K, et al. Biomechanical finite element analysis of vertebral column resection and posterior unilateral vertebral resection and reconstruction osteotomy. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2021;16(1):88. DOI: [10.1186/s13018-021-02237-4](https://doi.org/10.1186/s13018-021-02237-4).
26. Panjabi MM, Oxlund TR, Lin RM, McGowan TW. Thoracolumbar burst fracture. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19(5):578-585.
27. Liu J, Yang S, Lu J, Fu D, Liu X, Shang D. Biomechanical effects of USS fixation with different screw insertion depths on the vertebrae stiffness and screw stress for the treatment of the L1 fracture. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2018;31(2):285-297. DOI: [10.3233/BMR-169692](https://doi.org/10.3233/BMR-169692).
28. Wong CE, Hu HT, Tsai CH, Li JL, Hsieh CC, Huang KY. Comparison of Posterior Fixation Strategies for Thoracolumbar Burst Fracture: A Finite Element Study. *J Biomech Eng*. 2021;143(7):071007. DOI: [10.1115/1.4050537](https://doi.org/10.1115/1.4050537).

БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОГО ПЕРЕХОДУ ПІД ВПЛИВОМ РОТАЦІЙНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ПІСЛЯ ДЕКОМПРЕСИВНО-СТАБІЛІЗУЮЧОГО ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ

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

Резюме. Активне використання у клінічній практиці телескопічних тілозамінних імплантатів дає змогу значною мірою оптимізувати хірургічне лікування переломів ділянки грудо-поперекового переходу, проте біомеханічні особливості такої стабілізації вивчено недостатньо.

Мета. Визначити напружено-деформований стан моделі грудо-поперекового відділу хребта після резекції хребця Th12 за різних варіантів транспедиккулярної фіксації під впливом ротаційного навантаження.

Об'єкт і методи дослідження. Розроблено математичну скінченно-елементну модель грудо-поперекового відділу хребта людини (хребці Th9–Th11 та L1–L5, хребець Th12 видалено), а також ураховано металоноконструкції (міжтілова опора і транспедиккулярна система стабілізації). Моделювали 4 варіанти транспедиккулярної фіксації з використанням коротких фіксувальних та довгих бікортикальних гвинтів, а також двох поперечних стяжок і без них. Досліджували напружено-деформований стан моделей під впливом ротаційного навантаження, для цього до тіла Th9 хребця прикладали крутний момент 10 Нм.

Результати. Максимальний рівень напруження при ротаційному навантаженні моделі зареєстровано на міжтіловій опорі. Він становив 66,4, 66,3, 62,9 та 61,2 МПа відповідно для моделей з монокортикальними гвинтами без поперечних стяжок, з бікортикальними гвинтами без стяжок, з монокортикальними гвинтами та стяжками і з бікортикальними гвинтами та стяжками. Пікові навантаження на кісткових структурах зафіксовано на замикальних пластинках, що контактують із міжтіловою опорою. Для верхньої замикальної пластинки хребця L1 вони становили 19,7, 19,0, 18,0 і 17,8 МПа відповідно для розглянутих моделей, для нижньої замикальної пластинки хребця Th11 – 10,9, 11,7, 10,1 і 10,5 МПа.

Висновки. Отримані результати демонструють, що ротаційне навантаження стабілізованої ділянки грудо-поперекового переходу зумовлює максимальні показники напруження на тілозамінному імплантаті та замикальних пластинках хребців, що контактують з ним. Застосування поперечних стяжок забезпечує досить значне зниження навантаження як на найбільш критичних ділянках моделі, так і у цілому, оптимізуючи розподіл навантаження. Використання бікортикальних транспедиккулярних гвинтів не має біомеханічно значущого впливу.

Ключові слова: грудо-поперековий перехід; травматичне ушкодження; транспедиккулярна фіксація; резекція тіла хребця; ротаційне навантаження.

BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF THORACOLUMBAR JUNCTION UNDER ROTATIONAL LOADING AFTER DECOMPRESSION-STABILIZATION SURGERY

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

Abstract. The active utilization of telescopic vertebral body replacement implants in clinical practice has significantly optimized the surgical treatment of thoracolumbar junction fractures. However, the biomechanical peculiarities of such stabilization remain understudied.

Objective. To investigate the stress-strain state of the thoracolumbar region after the resection of the Th12 vertebra under various transpedicular fixation techniques subjected to rotational loading.

Materials and Methods. A finite element model of the human thoracolumbar spine (Th9–Th11 and L1–L5 vertebrae, with Th12 removed) was developed, including consideration of metallic constructs (interbody support and transpedicular stabilization system). Four variants of transpedicular fixation were simulated, utilizing short monocortical and long bicortical screws, with and without cross-links. The stress-strain state of the models was analyzed under a rotational moment of 10 Nm applied to the Th9 vertebra.

Results. The maximum stress level during rotational loading was observed on the interbody support, measuring 66.4, 66.3, 62.9, and 61.2 MPa for models with monocortical screws without cross-links, bicortical screws without cross-links, monocortical screws with cross-links, and bicortical screws with cross-links, respectively. Peak loads on bone structures were recorded on the endplates in contact with the interbody support. For the upper endplate of the L1 vertebra, they amounted to 19.7, 19.0, 18.0, and 17.8 MPa, and for the lower endplate of the Th11 vertebra – 10.9, 11.7, 10.1, and 10.5 MPa in the respective models.

Conclusions. The obtained results demonstrate that rotational loading on the stabilized thoracolumbar junction results in maximum stress on the vertebral body replacement implant and locking plates in contact with it. The use of cross-links provides a significant reduction in loads on critical regions of the model, optimizing the load distribution. The application of bicortical transpedicular screws does not exert a biomechanically significant influence.

Key words: thoracolumbar junction; traumatic injury; transpedicular fixation; vertebral body resection; rotational loading.

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

Nekhlopochny 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 статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 20.03.2023 / Стаття надійшла 20.03.2023 року
Accepted 25.08.2023 / Стаття прийнята до друку 25.08.2023 року

DOI 10.29254/2077-4214-2023-3-170-244-247

UDC 618.15-007.44

Pariienko K. O. Nechaiev V. V.

ANALYSIS OF THE RELATIONSHIP BETWEEN EXTRAGENITAL FACTORS AND THE DEVELOPMENT OF GENITAL PROLAPSE IN WOMEN

Dnipro State Medical University (Dnipro, Ukraine)

banahevich1970@gmail.com

Genital prolapse continues to be a relevant gynecological issue, especially among older women. The importance of proper planning and timely execution of surgical treatment in such cases becomes particularly significant.

The purpose of this study was to establish the relationship between extragenital pathology and the development of genital prolapse.

A retrospective cohort study was conducted at Dnipro State Medical University, Department of Obstetrics and Gynecology, from 2012 to 2022, involving 1989 patients.

Genital prolapse (GP) investigation found 4.5 ± 0.2 concomitant extragenital pathologies, notably from intra-abdominal pressure-related conditions like lung diseases. Cardiovascular issues (hypertension 21.7%, ischemic heart disease 19.5%) were common, often with metabolic disorders. Connective tissue dysplasia (CTD) signs included foot deformities (9.1%) and hernias (8.4%). Importantly, 76.3% of GP patients had systemic CTD. This underscores GP's multifaceted nature and the importance of considering extragenital pathologies and CTD in assessment.

This investigation uncovered a diverse array of extragenital pathologies in genital prolapse (GP) patients, averaging 4.5 ± 0.2 conditions per patient. Elevated intra-abdominal pressure-related disorders, such as chronic obstructive lung diseases and allergies, stood out as significant contributors to GP. Cardiovascular issues, metabolic disorders, and connective tissue dysplasia (CTD) were also prevalent. Notably, 76.3% of GP patients displayed signs of systemic CTD, underscoring its pivotal role in GP development.

Key words: vaginal surgery, implant, stress incontinence, genital prolapse, postoperative complications, vaginal tissue.

Connection of the publication with planned research works.

This work is a fragment of the scientific topic "Development of new approaches to the diagnosis, treatment and prevention of gynecological and obstetric pathology". State registration number 0118U001277.

Introduction.

Genital prolapse (GP) remains a relevant gynecological condition, and its prevalence among elderly women ranks third among all diseases. Patients in this age group do not always adhere to the proper timing and approach to surgical rehabilitation, which can lead to the recurrence of genital prolapse (RGP) and negatively impact their quality of life. Numerous researchers hypothesize that the main factors contributing to the development of RGP are prolonged or excessive intra-abdominal pressure and dystrophic changes in the fascial-ligamentous apparatus of the genital organs (FLAGO), which determine their anatomical position. Researchers note that this process has a multifaceted nature [1]. A significant portion of these factors, in a certain way, is common to almost all women. However, there is a lack of comprehensive studies in the literature

that would present a multifactorial analysis of the causes of RGP development with an assessment of their mutual influence. The absence of a holistic approach to addressing this issue makes it impossible to rationally identify risk groups for the occurrence of RGP and determine effective ways to prevent it [2]. This has resulted in a high number of cases of recurrent GP development after surgical intervention, with the frequency of these recurrences ranging from 30% to 72% according to various authors [3].

The aim of the study.

Perform a detailed analysis of retrospective data to more accurately determine the contribution of extragenital pathology to the mechanism of genital prolapse development.

Object and research methods.

On the clinical basis of the Department of Obstetrics and Gynecology at the University of Dnipropetrovsk Medical Academy, Ministry of Health of Ukraine, as well as at the city center for plastic surgery in gynecology at City Clinical Hospital No. 9 during the period from 2012 to 2022, a total of 1853 patients were examined who had a recurrence of genital prolapse of degrees